



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## GENERÁTOR RUŠENÍ EKG SIGNÁLU

ECG NOISE GENERATOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

JAN SIEGEL

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

**Biomedicínská technika a bioinformatika**

**Student:** Jan Siegel

**ID:** 147513

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2013/2014

**NÁZEV TÉMATU:**

## Generátor rušení EKG signálu

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s EKG signálem a popište nejběžnější typy artefaktů vznikajících při jeho snímání. 2) Z dostupných databází EKG signálů (CSE, MIT-BIH) extrahujte popisované typy rušení a ověřte jejich teoreticky předpokládané vlastnosti. 3) Realizujte generátor základních typů rušení signálu EKG s volitelnými parametry. 4) Program opatřete vhodným grafickým prostředím umožňujícím import EKG signálů, jejich zobrazení, generování rušení a export signálů rušených. 5) Vyhodnoťte výsledky a proveďte diskusi.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SO

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 30.5.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Lukáš Smital

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Při snímání EKG signálu vzniká rušení různého původu. Nejčastěji to jsou síťový brum, drift nulové izolinie, myopotenciálové a impulsní rušení. Tyto složky jsou v signálu nežádoucí a snižují jeho diagnostickou výtěžnost. Abychom dokázali rušení efektivně odstranit, musíme v signálu rozpoznat, o který typ rušení se jedná a využít jeho teoretické vlastnosti ke specifické filtraci.

Cílem práce je vytvořit technickou pomůcku - generátor rušení v EKG. Generátor slouží k vytvoření zarušeného signálu s definovanými parametry a typem rušení. Uživatel si tak může ověřit správnou funkci techniky navržené k odstranění rušení, nebo zjistit o jaký typ rušení se v neznámém signálu jedná.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Generátor šumu, EKG, síťový brum, drift nulové izolinie, myopotenciály, impulsní rušení

## **ABSTRACT**

The signal of ECG is interfered by the noise of different origin.. Most common are powerline interferences, baseline wandering, electromyographic and impuls noises. Such kind of noise is undesirable in signal since they decrease diagnostic yield in ECG. For effective removal of noise, we must detect the type of interference consequently use its theorists properties for specific filtration.

The aim of this work is to creat a technical tool - ECG noise generator. ECG noise generator is being used for simulation of signal with defined parameters and type of noise. This noise generator can be employed for the verification of techniques designed for the elimination of interferences or the identification of the noise present in the unknown signal.

## **KEYWORDS**

Noise generator, ECG, powerline interferences, baseline wandering, electromyographic contamination, impuls noises

## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

SIEGEL, J. *Generátor rušení EKG signálu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 44s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Generátor rušení EKG signálu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

V první řadě bych rád poděkoval svému vedoucímu ing. Lukáši Smitalovi za jeho věnovaný čas, poskytnutou odbornou pomoc, osobní přístup, a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Poděkování patří také mé rodině a blízkým přátelům, kteří mě podporovali v průběhu celého roku.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Seznam obrázků</b>	<b>6</b>
<b>Úvod</b>	<b>8</b>
<b>1 Elektrické vlastnosti myokardu</b>	<b>9</b>
1.1 Vznik a vedení elektrického signálu v myokardu .....	9
1.2 Elektrický srdeční vektor, EKG .....	11
1.3 Typy EKG záznamů .....	12
1.3.1 Klidové EKG .....	13
1.3.2 Zátěžové EKG .....	13
1.3.3 Dlouhodobé EKG .....	14
<b>2 Rušení v EKG</b>	<b>15</b>
2.1 Síťový brum .....	15
2.2 Kolísání nulové izolinie (drift) .....	17
2.3 Elektromyografické rušení (EMG) .....	18
2.4 Impulzní rušení .....	20
<b>3 grafické rozhraní Generátoru</b>	<b>21</b>
3.1 Menu .....	21
3.2 Grafický výstup .....	22
3.3 Generátor rušení .....	22
3.3.1 Generátor brumu .....	23
3.3.2 Generátor driftu .....	23
3.3.3 Generátor elektromyografického rušení .....	24
3.3.4 Generátor impulsního rušení .....	25
<b>4 Generování rušení</b>	<b>26</b>
4.1 Realizace síťového brumu .....	26
4.2 Realizace driftu .....	28
4.2.1 Lineární drift .....	28
4.2.2 Sinusový drift .....	29
4.2.3 Náhodný drift .....	30
4.3 Realizace elektromyografického rušení .....	31

4.3.1	Stacionární průběh EMG .....	32
4.3.2	Nestacionární průběh EMG .....	33
4.4	Realizace impulsního rušení .....	34
<b>5</b>	<b>Vyhodnocení výsledků generovaných artefaktů</b>	<b>36</b>
5.1	Síťový brum .....	36
5.2	Drift .....	37
5.3	Elektromyografické rušení.....	38
5.4	Impulsní rušení .....	40
	<b>Závěr</b>	<b>41</b>
	<b>Literatura</b>	<b>43</b>
	<b>Seznam symbolů, veličin a zkratk</b>	<b>44</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Akční potenciál buňky myokardu, znázornění pohybu iontů (převzato z [3])....	10
Obr. 2 převodní systém srdeční, šíření akčního napětí (převzato z [3]) .....	10
Obr. 3 vlevo: snímání frontální roviny, vpravo: snímání horizontální roviny (převzato z [3]).....	11
Obr. 4 základní vlny a důležité intervaly v jednom cyklu EKG (převzato z [5]).....	11
Obr. 5 výkonové spektrum vlny P, vlny T a QRS komplexu (převzato z [3]) .....	12
Obr. 6 údaje pro podrobnou morfologickou analýzu EKG (převzato z [3]).....	13
Obr. 7 časový průběh EKG zarušený síťovým brumem.....	16
Obr. 8 časový průběh rušení (brum) .....	16
Obr. 9 frekvenční spektrum rušení (brum), $f_{vz}=500\text{Hz}$ .....	16
Obr. 10 časový průběh EKG zarušený driftem.....	17
Obr. 11 časový průběh rušení (drift).....	17
Obr. 12 frekvenční spektrum rušení (drift), $f_{vz}=500\text{Hz}$ .....	18
Obr. 13 časový průběh EKG zarušený myopotenciovým rušením.....	19
Obr. 14 časový průběh rušení (myopotenciály).....	19
Obr. 15 frekvenční spektrum rušení (myopotenciály), $f_{vz}=500\text{Hz}$ .....	19
Obr. 16 impulsní rušení .....	20
Obr. 17 přední panel grafického rozhraní .....	21
Obr. 18 menu .....	22
Obr. 19 načtení z databáze CSE.....	22
Obr. 20 grafický výstup .....	22
Obr. 21 panel generátoru rušení.....	23
Obr. 22 blok generátoru síťového brumu .....	23
Obr. 23 blok generátoru driftu .....	24
Obr. 24 blok generátoru myopotenciálového rušení.....	24
Obr. 25 blok generátoru impulsního rušení .....	25
Obr. 26 časový průběh brumu, frekvence: 60Hz a 120Hz.....	26
Obr. 27 frekvenční spektrum brumu, frekvence 60Hz a 120Hz, $U=25\mu\text{V}$ .....	27
Obr. 28 časový průběh brumu pro frekvenční pásmo 49,9Hz – 50,1Hz .....	27
Obr. 29 frekvenční spektrum brumu pro frekvenční pásmo 49,9Hz – 50,1Hz.....	28
Obr. 30 časový průběh lineárního driftu, směrnice $k = 30$ .....	29

Obr. 31 frekvenční spektrum lineárního driftu, směrnice $k = 30$ .....	29
Obr. 32 časový průběh sinusového driftu, $T=5s$ , $U=200\mu V$ .....	30
Obr. 33 frekvenční spektrum sinusového driftu, $T=5s$ , $U=200\mu V$ .....	30
Obr. 34 časový průběh náhodného driftu, $f_{mez}=1Hz$ , $SNR=10dB$ .....	31
Obr. 35 frekvenční spektrum náhodného driftu, $f_{mez}=1Hz$ , $SNR=10dB$ .....	31
Obr. 36 časový průběh stacionárního elektromyografické rušení, $fD=20Hz$ , $fH=100Hz$ , $SNR=17dB$ .....	32
Obr. 37 frekvenční spektrum stacionárního elektromyografické rušení, $fD=20Hz$ , $fH=100Hz$ , $SNR=17dB$ .....	32
Obr. 38 frekvenční charakteristika tvarovacího filtru pro stacionární elektromyografické rušení, $fD=20Hz$ , $fH=100Hz$ , $SNR=17dB$ .....	33
Obr. 39 časový průběh nestacionárního elektromyografického rušení, $fD=10-30Hz$ , $fH=50-100Hz$ , $SNR=15-35dB$ .....	33
Obr. 40 spektrogram nestacionárního elektromyografického rušení, $fD=10-30Hz$ , $fH=50-100Hz$ , $SNR=15-35dB$ .....	34
Obr. 41 časový průběh impulsního rušení, počet impulsů=5, $U= \pm 200-600\mu V$ .....	35
Obr. 42 frekvenční spektrum impulsního rušení, počet impulsů=5, $U= \pm 200-600\mu V$ ...	35
Obr. 43 a) artefakty v reálném signálu EKG, b) generované artefakty: síťový brum, $f=60Hz$ , $U=40\mu V$ .....	36
Obr. 44 a) fourierovo spektrum reálného EKG, b) fourierovo spektrum EKG s generovanými artefakty: síťový brum, $f=60Hz$ , $U=40\mu V$ .....	37
Obr. 45 a) artefakty v reálném signálu EKG, b) generované artefakty: drift, $k=27$ .....	38
Obr. 46 a) fourierovo spektrum reálného EKG, b) fourierovo spektrum EKG s generovanými artefakty: drift, $k=27$ .....	38
Obr. 47 a) artefakty v reálném signálu EKG, b) generované artefakty: EMG rušení,, $fD=10-30Hz$ , $fH=50-100Hz$ , $SNR=15-35dB$ .....	39
Obr. 48 a) fourierovo spektrum reálného EKG, b) fourierovo spektrum EKG s generovanými artefakty: EMG rušení,, $fD=10-30Hz$ , $fH=50-100Hz$ , $SNR=15-35dB$ .....	39
Obr. 49 a) artefakty v reálném signálu EKG, b) generované artefakty: impulsní rušení,, počet impulsů=10, $U= \pm 200-600\mu V$ .....	40



# ÚVOD

Při snímání EKG dochází ke vzniku nejrůznějších typů rušení. Šum je ve snímaném signálu nežádoucí složkou a proto je naší snahou jeho vzniku předcházet, nebo pomocí vhodné techniky ze signálu odstranit. Abychom dokázali zarušený signál zpracovat, je třeba rozumět, jak takové rušení vzniká, jak se v signálu projevuje a jaké má teoretické vlastnosti.

Cílem této práce je teoreticky popsat nejčastější typy rušení a vytvořit generátor, který z filtrovaného signálu vytvoří signál postižený šumem s definovanými parametry. Ve chvíli kdy známe vstupní signál a jeho zarušený ekvivalent jsme schopni testovat úspěšnost filtračních algoritmů.

V první části je rozebrán mechanismus vzniku akčního napětí v buňkách myokardu. Dále jsou popsány vlastnosti a projevy EKG (elektrokardiogram) a morfologie QRS komplexu. Nakonec jsou uvedeny metody snímání EKG v klinické praxi, zejména jejich charakteristické vlastnosti v souvislosti se vznikem rušení.

Další kapitola se zabývá popisem teoretických vlastností základních typů rušení, kterými jsou síťový brum, drift nulové izolinie, elektromyografické a impulsní rušení. Při popisu se zaměříme zejména na mechanismus vzniku, frekvenční a časové vlastnosti rušení.

S využitím těchto poznatků jsou v praktické části vytvořeny algoritmy realizující jednotlivá rušení. Pomocí programovacího prostředí MatlabGUI a zmíněných algoritmů je vytvořen generátor základních typů rušení v EKG s volitelnými parametry. Program je opatřen uživatelským rozhraním, které umožňuje volbu parametrů a manipulaci s výsledky.

V poslední části jsou generované artefakty porovnány z časového i frekvenčního hlediska s artefakty, které reálně vznikají při snímání EKG.

# 1 ELEKTRICKÉ VLASTNOSTI MYOKARDU

Ve struktuře myokardu lze rozeznat dvě specializované složky buněk – elektrickou a mechanickou [1]. Část srdce zodpovědná za tvorbu a přenos elektronického signálu se nazývá převodní systém srdeční. Rozlišují se dva typy těchto buněk. První typ (v síňovém a komorovém uzlu) je specializován pro vytváření spontánních vzruchů. Druhý typ (Tawarova raménka a Purkyňova vlákna) se specializuje především na rychlé vedení elektrického signálu [1], [2].

## 1.1 Vznik a vedení elektrického signálu v myokardu

Autor v [1] uvádí pro myokard tři charakteristické elektrofyzilogické vlastnosti: *dráždivost, vodivost, automacii*.

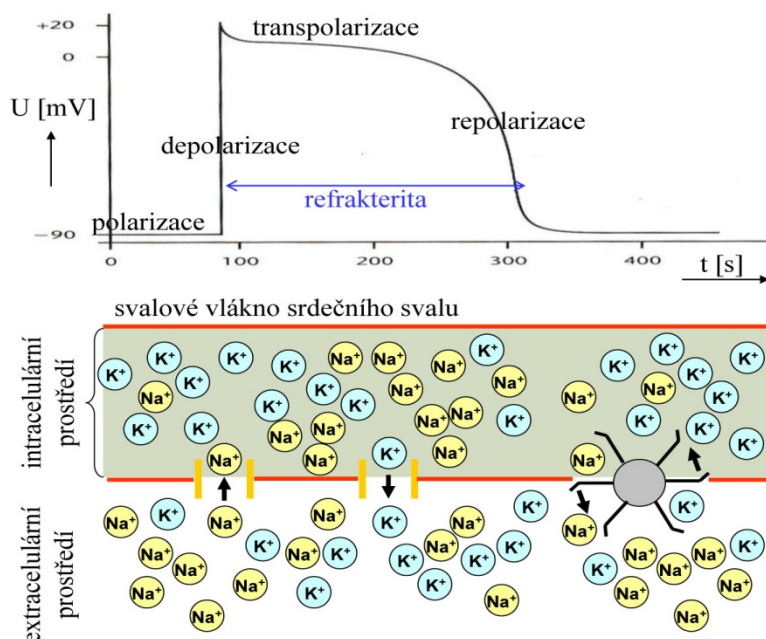
*Dráždivost* spočívá v existenci klidového membránového napětí. Díky sodnodraselné pumpě a rozdílné propustnosti membrány pro ionty  $K^+$  a  $Na^+$  je udržováno stálé nerovnoměrné rozložení iontu uvnitř a vně buňky. Dochází tak ke vzniku rozdílných elektrických potenciálů na obou stranách membrány. Nakonec dojde k nastolení rovnováhy všech koncentračních a elektrických sil při určité hodnotě klidového membránového napětí. Podle [3] je buňka v klidu svým membránovým napětím **polarizována** [2].

Ve [3] je popsána situace při nadprahovém podnětu kdy dochází k podráždění buňky, otevření sodíkových kanálů a k prudkému zvýšení propustnosti membrány pro ionty  $Na^+$ , které po koncentračním gradientu začnou pronikat do nitra buňky a měnit distribuci náboje. Dochází k **depolarizaci a vzniku akčního napětí** o amplitudě 20-40mV [4].

Za určitou dobu po podráždění poklesne propustnost membrány pro ionty  $Na^+$ , opět převládne difúze iontů  $K^+$  ven z buňky. Nastává **transpolarizace** na kterou navazuje **repolarizace**, která buňku opět polarizuje do klidového stavu. Viz Obr. 1. [3].

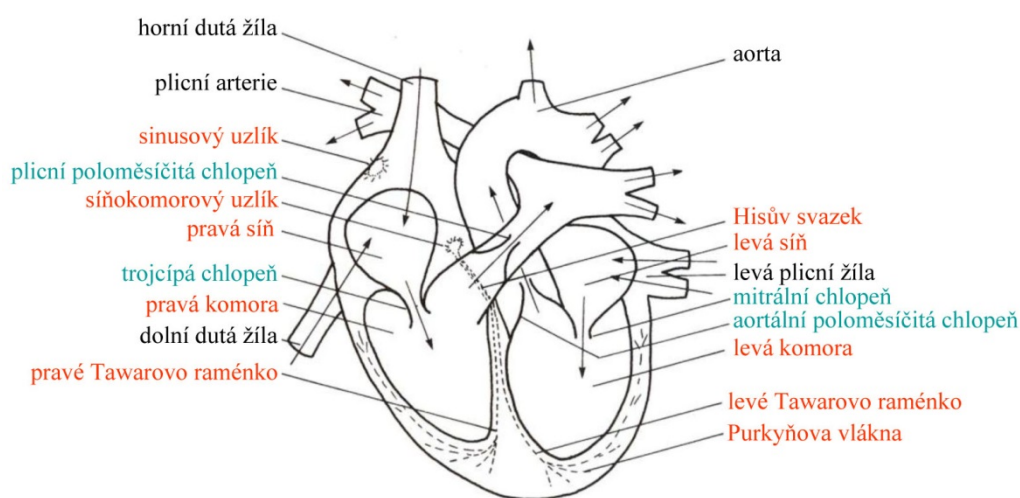
V době od začátku depolarizace až po obnovení polarizace buňka není schopna reagovat na další podněty [3], je v tzv. refrakterní fázi, která je právě u srdečního svalu charakteristicky dlouhá (200ms [2]).

*Vodivost* zajišťuje šíření akčního napětí k mechanické složce myokard. Buňka nebo její část je depolarizována akčním napětím, v jejím okolí vzniká nedostatek kladných iontů, v okolí polarizovaných buněk je kladných iontů nadbytek [3]. Rozdíl potenciálů vyvolá vznik proudů mezi klidovou a podrážděnou částí tkáně. Záporné ionty snižují klidové napětí nejbližších polarizovaných buněk a při poklesu pod určitou mez dojde k přesunu akčního napětí. Jednosměrné šíření je zajištěno refrakterní fází [3], [4].



Obr. 1 Akční potenciál buňky myokardu, znázornění pohybu iontů (převzato z [3])

*Automacie* je charakteristická vlastnost převodního systému srdečního. Jak uvádí autor v [1], jde o schopnost samovolně generovat vzruchy. Je způsobená neschopností buněk udržet klidové membránové napětí. V okamžiku, kdy membránové napětí pacemakerových buněk dosáhne spontánní depolarizační hodnoty, pro otevření iontových kanálů, v SA (sinoatriálním) uzlu, nastává depolarizace a šíří se akční napětí, jako je popsáno ve [3]. Nejprve se akční napětí šíří ke svalovině síní tzv. preferenčními síňovými drahami [2] k AV (atrioventrikulárnímu) uzlu. AV uzel spolu s navazujícím Hisovým svazkem je jediné místo vodivého spojení mezi síní a komorou. Následuje pravé a levé Tawarovo raménko a nakonec systémem Purkyňových vláken, kterým se vzruch rychle přivádí ke svalovině komor, nastává depolarizace a následná kontrakce od dolní části mezikomorové přepážky až po stěnu pravé a levé komory [2]. Viz Obr. 2.

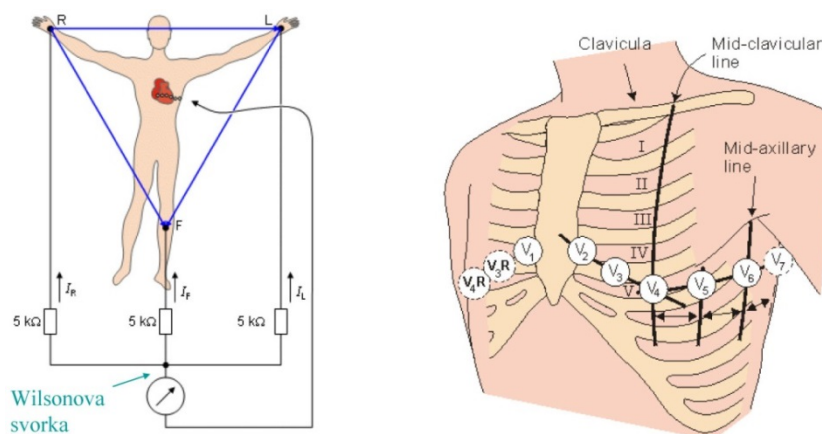


Obr. 2 převodní systém srdeční, šíření akčního napětí (převzato z [3])

## 1.2 Elektrický srdeční vektor, EKG

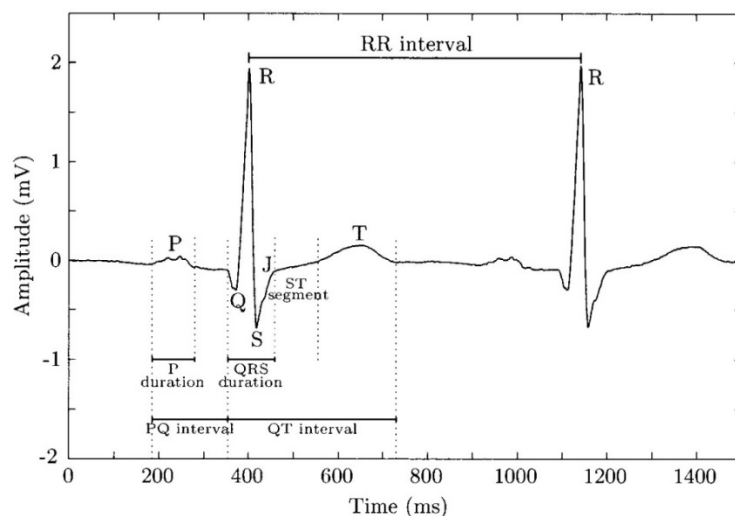
Rozhraní mezi depolarizovanou a klidově polarizovanou buňkou představuje dipól [4]. Tento dipól lze považovat za vektor – má velikost a směr. Je vždy orientován od depolarizované tkáně k polarizované. Součtem těchto elementárních vektorů v celém srdci v každém okamžiku vzniká *elektrický srdeční vektor*, který mění svou velikost a směr podle elementárních vektorů.

Protože pohyb iontů představuje pohyb náboje a ten jako takový vytváří magnetické pole, můžeme registrovat srdeční elektromagnetické pole pomocí elektrod umístěných na povrchu těla. Rozmístění elektrod a způsob snímání je popsán ve [3]. Elektrody umístěné na pravém a levém předloktí a levém bérce snímají průmět elektrického vektoru srdečního ve frontální rovině. Elektrody na hrudníku potom zachycují průmět elektrického vektoru v horizontální rovině. Viz Obr. 3.



Obr. 3 vlevo: snímání frontální roviny, vpravo: snímání horizontální roviny (převzato z [3])

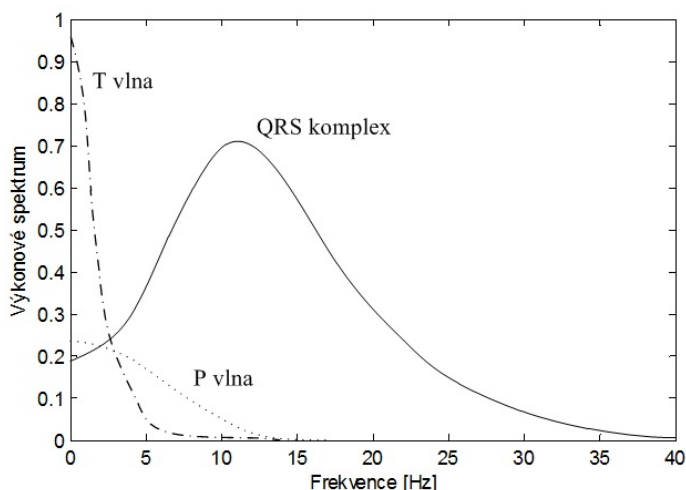
Výsledkem registrace je elektrokardiogram (EKG). Podle [1] se jedná o časový záznam elektrických dějů probíhajících na srdci. Na Obr. 4 jsou naznačeny základní vlny a důležité intervaly v jednom cyklu EKG.



Obr. 4 základní vlny a důležité intervaly v jednom cyklu EKG (převzato z [5])

## Vlna P

Odpovídá šíření vzruchu ze sinusového uzlu svalovinou síní (depolarizace SA uzlu). U fyziologicky pracujícího srdce se jedná o první výchylku EKG. Autor v [5] uvádí parametry vlny P: amplituda do  $300\mu\text{V}$ , trvání cca 120ms. Spektrum se pohybuje v rozmezí 10-15Hz (viz Obr. 5). Repolarizace síní se ztrácí v následujícím výrazném komplexu QRS. Podle [3] se usek mezi P a QRS považuje za referenční hodnotu pro měření extrémů jednotlivých vln v daném cyklu.



Obr. 5 výkonové spektrum vlny P, vlny T a QRS komplexu (převzato z [3])

## Komplex QRS

Je zobrazením depolarizace svaloviny obou komor [3]. U normálního srdce trvá asi 70 - 110ms. Vlna R má největší výchylku amplitudy v EKG, 2-3mV. Frekvence se pohybuje v intervalu 10-50Hz (viz Obrázek 5). Detekce komplexu QRS je významnou diagnostickou metodou při analýze EKG [5].

## ST segment

Interval, ve kterém komory setrvávají v depolarizovaném stavu (fáze plateau). Usek ST je v isoelektrické rovině, nedochází k žádným elektrickým změnám [5].

## Vlna T

Zobrazuje komorovou repolarizaci. Následuje asi 300ms po komplexu QRS [5].

## RR interval

Reprezentuje délku jednoho srdečního cyklu (viz Obrázek 4). Využívá se k měření tepové frekvence a analýze srdečního rytmu [5].

## 1.3 Typy EKG záznamů

Typ EKG záznamu volí lékař podle diagnostických požadavků. Každý záznam má charakteristické požadavky na snímání, odlišná délka záznamu, prostředí, podmínky atd. Na základě toho je pro každý záznam příznačný určitý typ rušení, v různé míře se ale projevují téměř všechny.

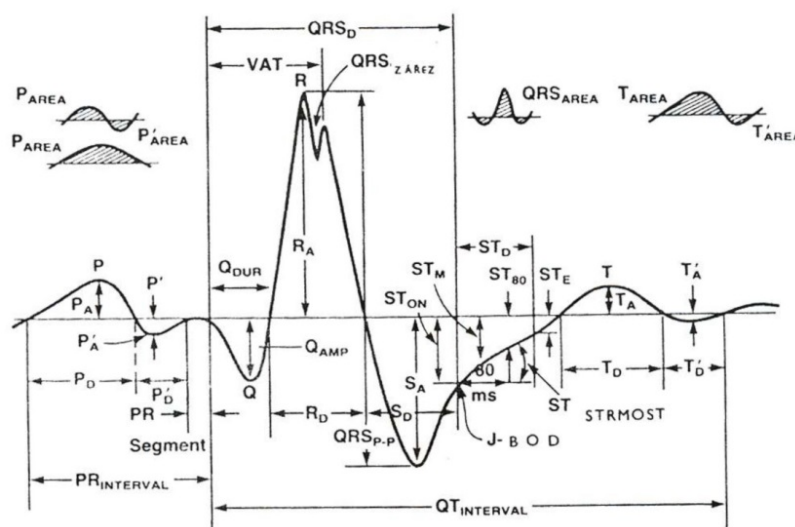
### 1.3.1 Klidové EKG

Klidové EKG je jedním z nejčastěji používaných diagnostických testů v celé klinické praxi [5]. Běžné 12-svodové EKG je naměřeno za 10s. Pacient leží na zádech, je v klidu.

Podle [3] je diagnosticky významné pásmo do 125Hz (u dětí do 150Hz). Při digitalizaci se používá vzorkovací frekvence  $f_{vz} = 500 \text{ Hz}$  a kvantovací krok  $q = 2,5 \text{ } \mu\text{V}$ . Nejběžnějším typem rušení je síťový brum a nízkofrekvenční drift, u malých dětí se může vlivem pohybů projevit přítomnost myopotenciály [3].

Vyhodnocuje se rytmus a provádí podrobná morfologická analýz:

- Globální údaje: společné pro 12 svodů (viz Obr. 6)
  - Tepová frekvence (z intervalu RR)
  - Srdeční osy ve frontální rovině
  - Časové intervaly  $QRS_D$ ,  $P_D$ ,  $PR_D$ ,  $QT_D$
- Lokální údaje (viz Obr. 6)
  - Všechny hodnoty extrémů vztažené k nulové izolinii intervalu QT
  - Úroveň bodu J a sklon segmentu ST (rozdíl úrovně v bodě J a v J+80ms)
  - Časový interval VAT, šířka jednotlivých kmitů QRS



Obr. 6 údaje pro podrobnou morfologickou analýzu EKG (převzato z [3])

### 1.3.2 Zátěžové EKG

Tato metoda se používá k vyšetření funkce srdce v závislosti na fyzické práci. Se zvyšující se námahou roste potřeba kyslíku a tedy i prokrvení v pracujícím svalu [2]. Srdce tuto potřebu kompenzuje a za časovou jednotku musí vypudit více krve do cévního oběhu. Pomocí zátěžového EKG je diagnostikována především ischemická choroba srdeční, pro kterou je charakteristická změna segmentu ST [3].

V průběhu testu se zaznamenávají několikasekundové úseky EKG během jednotlivých fází definované zátěže pacienta [3]. V důsledku pohybu je potřeba počítat se zvýšeným výskytem rušení zejména myopotenciálů a driftu [5]. Úroveň rušení roste s intenzitou zátěže. Je žádoucí, aby potlačení rušení probíhalo v reálném čase.

V [5] se také hovoří o nutném bezpečnostním opatření v podobě kontinuálního měření tepové frekvence. V případě překročení mezní hodnoty, musí být test ukončen, aby nedošlo ke kolapsu pacienta.

### 1.3.3 Dlouhodobé EKG

Rozlišujeme dva základní typy: *EKG monitoring* a *Holterovské EKG*.

*EKG monitoring* je záležitost zejména pacientů na jednotkách intenzivní péče. Jde o nejjednodušší formu snímání EKG s minimálním počtem svodů, často se omezuje pouze na měření tepové frekvence. Slouží k průběžné kontrole správné činnosti srdce pacientů po traumatech nebo operacích. V případě výraznějších odchylek tepové frekvence, bývá zařízení vybaveno alarmem [3], [5].

*Holterovské EKG* je v současné době běžné vyšetření, při kterém je snímáno nejčastěji 3 svodové EKG po dobu 24h. Pacient má přístroj stále při sobě, v průběhu celého dne, vykonává běžné činnosti [3]. EKG je ukládáno do paměti přístroje následně vyhodnoceno lékařem. Podle [5] je nejběžnější indikací vyšetření variability srdečního rytmu (HRV), právě ta se totiž na běžném 10s záznamu neprojeví.

Jako další možnost využití je sledování pacientu po náhle srdeční příhodě a případná predikce dalších komplikací [5]. Vzhledem k charakteru vyšetření je potřeba při snímání počítat se silným rušením nejrůznějšího původu. Běžné je rušení vlivem myopotenciálů, síťový brum a drift ve zvýšené míře se objevuje impulsní rušení způsobené pohyby elektrod na těle pacienta nebo indukovanými vysokonapětovými impulsy z okolí.

## 2 RUŠENÍ V EKG

Podle autora v [6] je z frekvenčního hlediska na signál EKG možný dvojí pohled. Pokud nás zajímá frekvence jednotlivých EKG vln, analyzujeme spektrální funkci jednoho srdečního cyklu. Vlny P a T nepřekračují frekvenci 10Hz. Nejvyšší spektrální složky jsou obsaženy v komplexu QRS, který zaujímá frekvenční rozsah od 15Hz do 40Hz s maximem spektrální frekvence mezi 15Hz až 20Hz. Komplex QRS tedy určuje maximální kmitočtový rozsah EKG. (viz Obrázek 7).

V [6] se hovoří také o druhém pohledu, který uvažuje spektrum signálu celého EKG. Tento pohled je výhodný zejména při návrhu filtrů pro odstranění nízkofrekvenčního rušení, které postihuje celý průběh signálu.

Vzhledem k šířce frekvenčního pásma, můžeme rušení v EKG rozdělit na: úzkopásmové (síťový brum, drift) a širokopásmové (elektromyografické a impulsní rušení) [6].

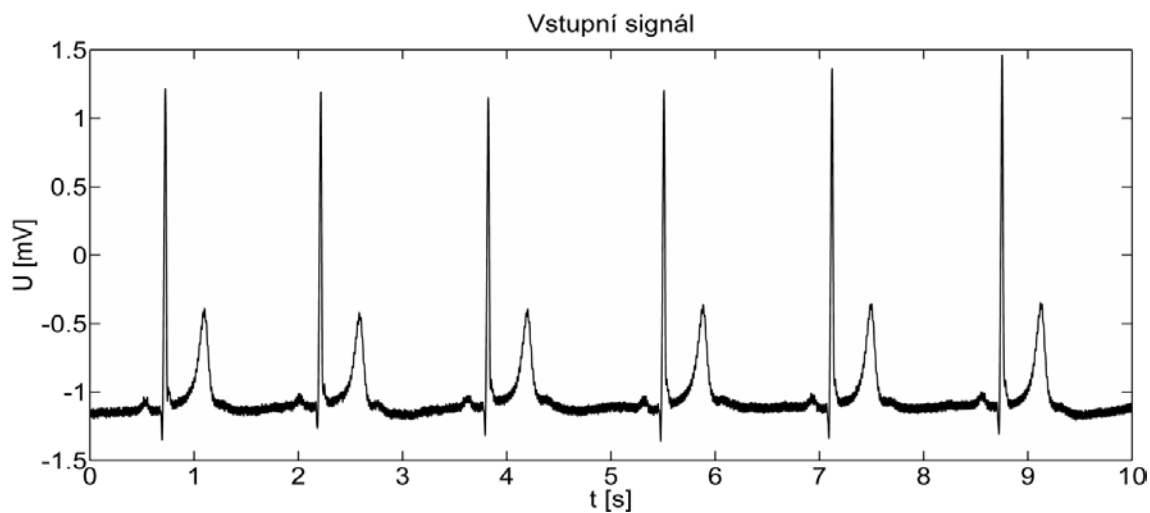
### 2.1 Síťový brum

Jedná se nejběžnější typ úzkopásmového rušení. Je způsobeno indukcí střídavého napětí ze sítě na snímaný EKG signál. Indukce vytvoří rušivé napětí mezi tělem a elektrodami a v kombinaci s rozdílnou impedancí elektrod vytvoří diferenciální signál o frekvenci nejčastěji 50Hz (případně 60Hz v USA a Japonsku), které se indukují na EKG. Kromě první harmonické se můžou vyskytnout i fázové variace v podobě vyšších frekvencí na 100Hz (případně na 120Hz) [7].

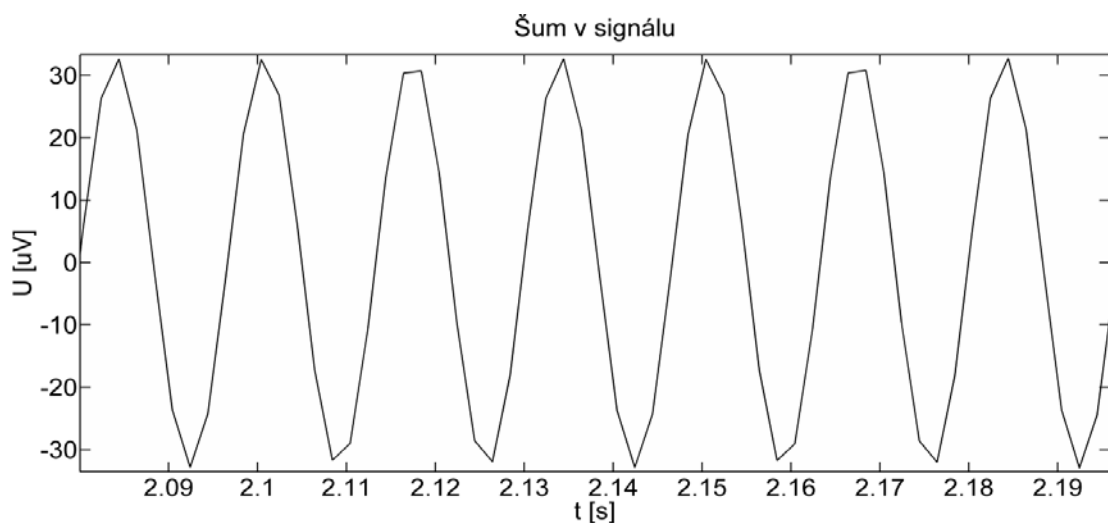
Podle [3], ale není frekvence síťového rušení zcela stacionární a kolísá v rozmezí 49,9Hz až 50,1Hz. To činí značný problém při filtraci, zejména adaptivními filtry, které jsou velice citlivé na odchylky kmitočtu. Lineární filtry mají zase nulový přenos pouze na frekvenci 50Hz s velice strmou frekvenční charakteristikou a při větší odchylce nedochází k efektivnímu potlačení brumu.

Na Obr. 7 je znázorněný signál EKG zarušený síťovým brumem. Na Obr. 8 je zachycen pouze časový průběh rušení, získaný odečtením signálu filtrovaného od zarušeného. Na Obr. 9 je potom Fourierovo spektrum rušení, ve kterém je patrná dominantní harmonická na frekvenci 60Hz. Data byly získány z databáze CSE signál MO1\_015\_12, svod V5.

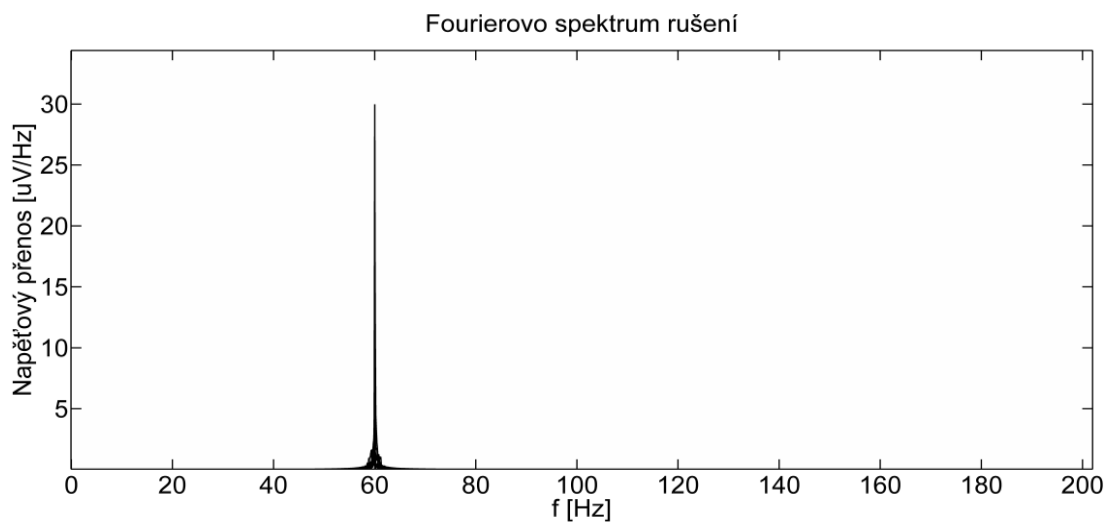




Obr. 7 časový průběh EKG zarušený síťovým brumem



Obr. 8 časový průběh rušení (brum)

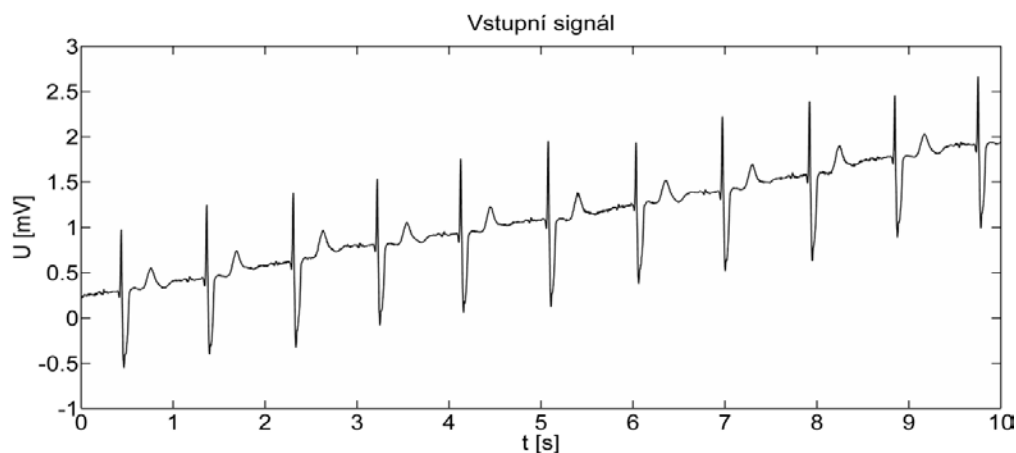


Obr. 9 frekvenční spektrum rušení (brum),  $f_{vz}=500\text{Hz}$

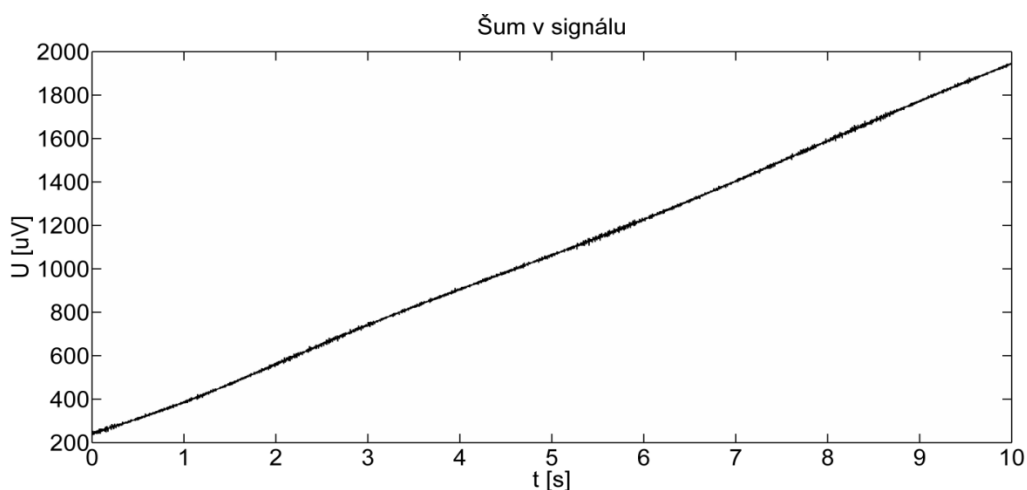
## 2.2 Kolísání nulové izolinie (drift)

Pro signál EKG není tento typ úzkopásmového rušení natolik destruktivní jako síťový brum, nicméně je komplikovanější ho zcela odstranit. Je způsoben pomalými elektrochemickými ději na rozhraní elektroda – kůže, dýcháním a pomalými pohyby pacienta. Podle [6] zaujímá frekvenční pásmo od 0,5 do 2 Hz. Zasahuje tedy do užitečné složky EKG, překrývá se zejména s frekvencí ST segmentu. Odstraněním driftu může dojít ke zkreslení ST segmentu, proto je třeba počítat s jistým kompromisem při volbě mezní frekvence a filtrační metody [7].

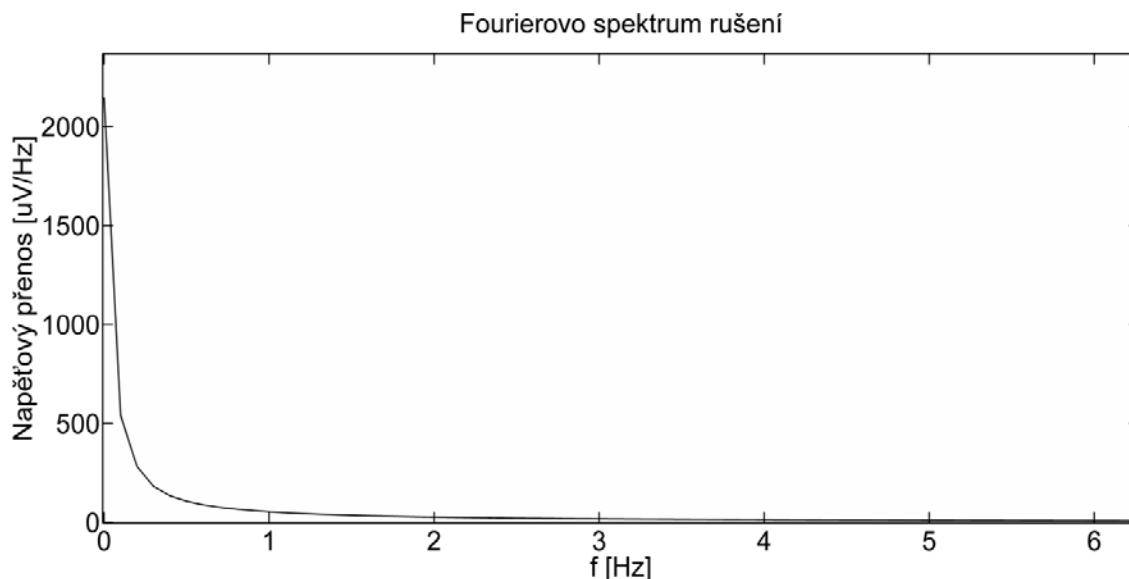
Na Obr. 10 je znázorněný časový průběh EKG zarušený driftem, je patrný rostoucí trend nulové izolinie. Tento trend je zachycen na Obr. 11, kde je zobrazen pouze časový průběh rušení získaný odečtením signálu zarušeného a signálu, kde byl drift odfiltrován. Obr. 12 potom ukazuje frekvenční spektrum rušení, které se vyznačuje výraznými nízkofrekvenčními složkami, v tomto případě frekvence do 1 Hz. Data byly získány z databáze CSE signál MO1\_001\_12, svod V2.



Obr. 10 časový průběh EKG zarušený driftem



Obr. 11 časový průběh rušení (drift)



Obr. 12 frekvenční spektrum rušení (drift),  $f_{vz}=500\text{Hz}$

### 2.3 Elektromyografické rušení (EMG)

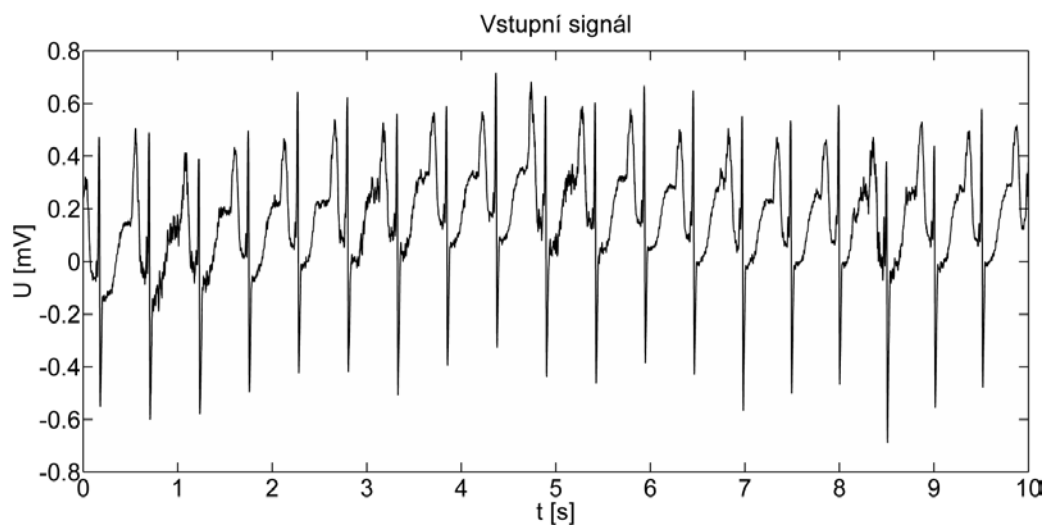
Jedná se o širokopásmový šum způsobený činností svalů, které se nacházejí v blízkosti snímacích elektrod. Elektrody snímají elektrické potenciály z povrchu těla bez ohledu na jejich původ. Činnost svalových buněk je řízená krátkými elektrickými impulsy, v důsledku toho se ve snímaném EKG kromě činnosti myokardu nutně projeví i činnost jiných svalových buněk. I proto je důležité, aby pacient při snímání EKG ležel v klidu a relaxovaně.

Podle [6] je frekvenční rozsah EMG při klidovém EKG od 100Hz. Zásadní problém nastává u pracujících svalů při zátěžovém EKG. Spektrum EMG začíná již od 10Hz a pokračuje k řádům kHz, se vzrůstající zátěží přibývají i vyšších frekvencí. Je patrné, že spektrum EKG a EMG se výrazně překrývají, to činí filtraci tohoto typu rušení extrémně náročnou a při pokusu o odstranění EMG nutně dochází k poškození i žádoucích složek EKG [7].

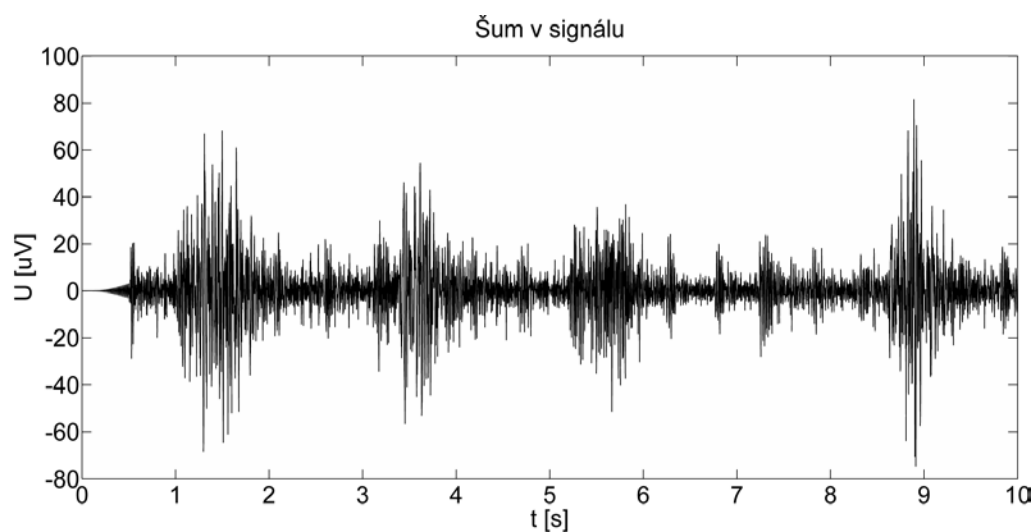
Na Obr. 13 je znázorněn časový průběh EKG zarušený činností svalů (EMG). Na Obr. 14 je zobrazen časový průběh rušení získaný odečtením filtrovaného signálu od signálu zarušeného, zároveň je zde zachycena elektrická aktivita svalů, jejichž činnost má bezprostřední vliv na průběh EKG. Na Obr. 15 je frekvenční spektrum aktuálního rušení EMG zobrazeno černě. Červeně je znázorněn ideální tvar frekvenčního spektra EMG, vypočtený pomocí (1) převzato z [8],

$$y(f) = \frac{k \cdot f_h^4 \cdot f^2}{(f^2 + f_d^2) \cdot (f^2 + f_h^2)^2} \quad (1)$$

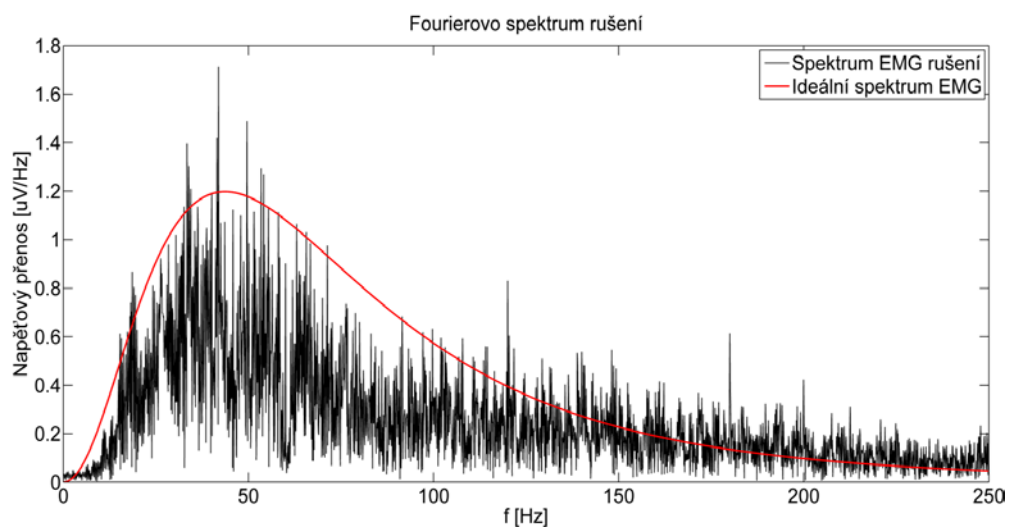
kde  $y(f)$  jsou vzorky frekvenčního spektra,  $k$  je velikost amplitudy,  $f$  udává frekvenci aktuální harmonické složky spektra,  $f_d$  a  $f_h$  jsou parametry, které dokreslují tvar spektra. V případě Obr. 15 byly parametry rovnice nastaveny následovně:  $k=2,5$ ,  $f_d=30$ ,  $f_h=100$ . Data byly získány z databáze CSE signál MO1\_002\_12, svod II.



Obr. 13 časový průběh EKG zarušený myopotencilovým rušením



Obr. 14 časový průběh rušení (myopotenciály)



Obr. 15 frekvenční spektrum rušení (myopotenciály),  $f_{vz}=500\text{Hz}$

## 2.4 Impulzní rušení

Širokopásmové rušení, charakteristické skokovými změnami amplitudy často až do limitních hodnot. Ilustrační příklad impulsního rušení v EKG na Obr. 16. Podle [9] zdrojem impulsního rušení může být například: *Elektrostatický výboj, atmosférický výboj, spínací pochody*.

Elektrostatický výboj je nejběžnější příčinou vzniku impulsního rušení v EKG. Jedná se o výboj statické elektřiny v důsledku tření dvou mechanických částí, často způsoben obsluhou a materiály v okolí [9].

Atmosférický výboj je vyvolán především bouřkami s přítomností blesků. Blesk je silný elektrický výboj mezi dvěma různě nabitými částmi v přírodě (mrak-zem, mrak-mrak, části mraku). Pokud se výboj vyskytuje v dostatečné blízkosti, napětí se může indukovat na elektrické vedení a tím se dostat do EKG [9].

Při spínání přístroje dochází k přechodovému jevu. Rychlá změna proudu má za následek vznik impulsu indukovaného napětí na indukční zátěži. Elektromagnetický impuls se potom indukuje na vedení k EKG přístroji.

Ilustrační Obr. 16 zachycuje impulsní rušení na začátku třetí třetiny průběhu EKG.

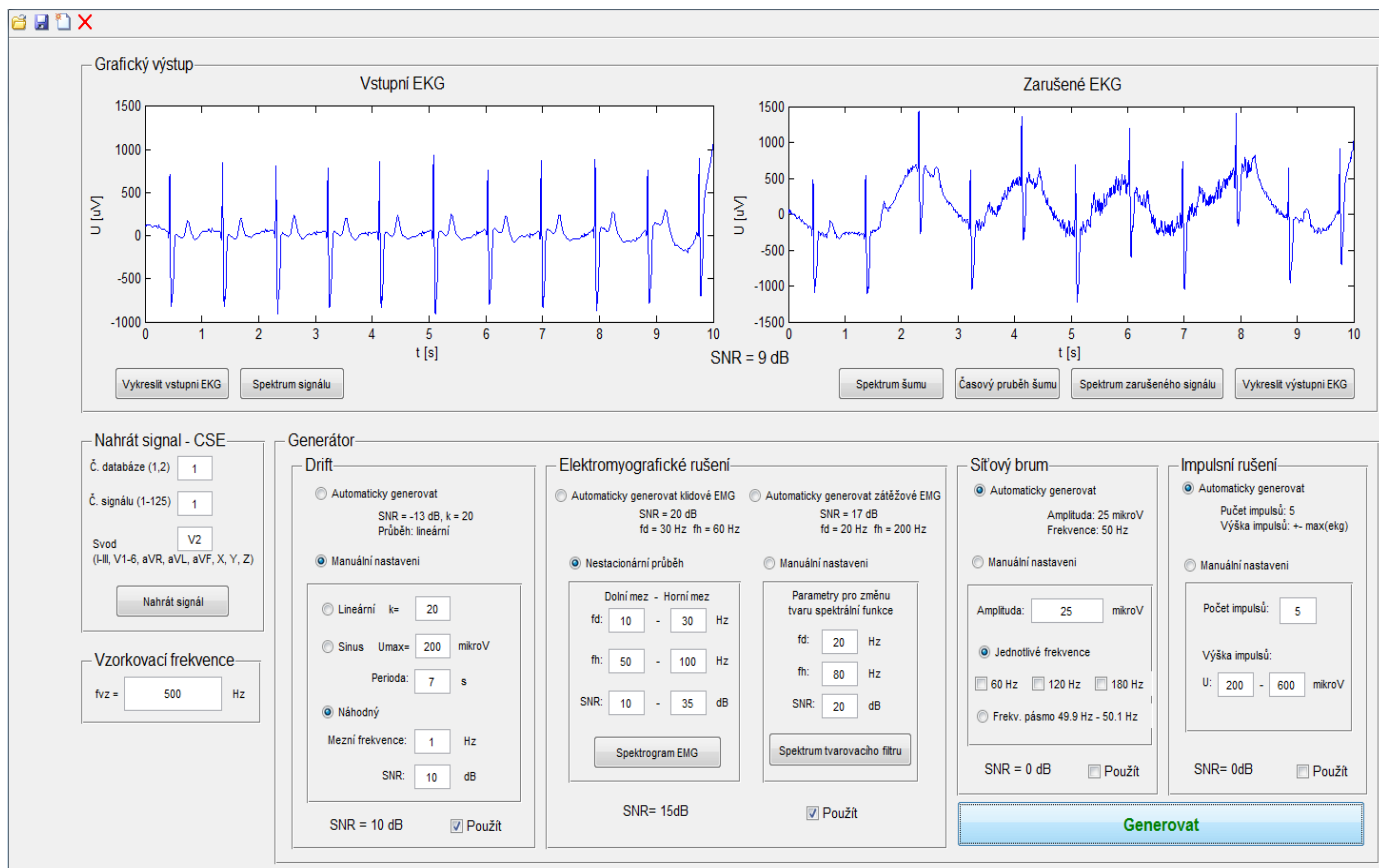


Obr. 16 impulsní rušení

### 3 GRAFICKÉ ROZHRAŇÍ GENERÁTORU

V následující kapitole bude rozebráno grafické rozhraní generátoru, funkce jednotlivých panelů, možnosti voleb v příslušných blocích.

Jedná se program vytvoření pomocí MatLab – GUI. Jeho hlavním cílem je umožnit uživateli zarušit EKG signál artefakty o známých a předem definovaných parametrech. Grafické rozhraní (viz Obr. 17) se skládá ze tří základních částí: Menu, Grafický výstup a samotný Generátor.



Obr. 17 přední panel grafického rozhraní

#### 3.1 Menu

Menu (viz Obr. 18 a Obr. 19) umožňuje načtení požadované signálu ze souboru, nebo databáze CSE. V případě načtení vlastního signálu, musí jít o soubor ve formátu \*.mat a proměnná ve které je signál obsažen, označená jako *x*. V případě načtení signálu z databáze CSE uživatel zadává číslo databáze, číslo signálu a příslušný svod. Je žádoucí již z podstaty funkce programu načítat kvazi filtrovaný signál EKG.

Další funkcí menu je možnost uložení zarušeného signálu, ve formátu \*.mat a vynulování grafů pro zobrazení.



Obr. 18 menu

**Nahrát signal - CSE**

Č. databáze (1,2)

Č. signálu (1-125)

Svod   
(I-II, V1-6, aVR, aVL, aVF, X, Y, Z)

---

**Vzorkovací frekvence**

fvz =  Hz

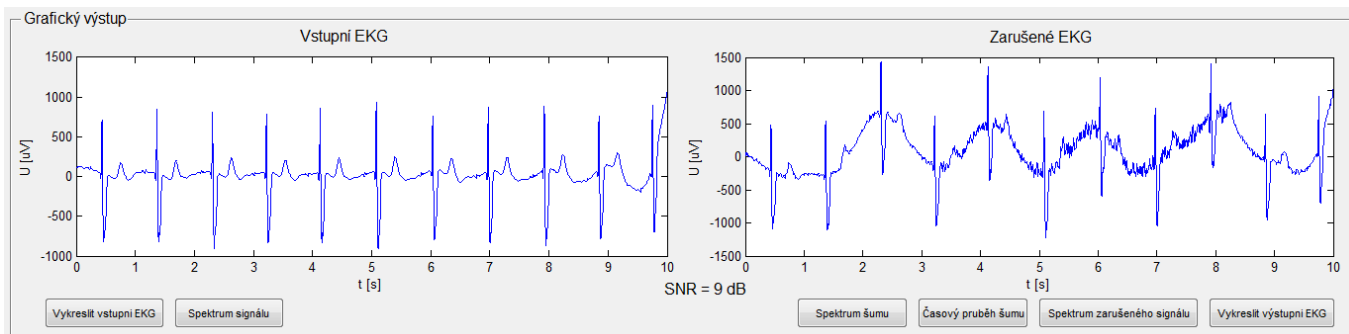
Obr. 19 načtení z databáze CSE

## 3.2 Grafický výstup

Grafickým výstupem programu je tedy zobrazení časového průběhu původního a zarušeného EKG, současně s výpočtem SNR jednotlivých rušení i celého zarušeného signálu (viz Obr. 20). K výpočtu SNR je použito (2). (převzato z [10])

$$\text{SNR} = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{\sum_{n=0}^{N-1} x^2(n)}{\sum_{n=0}^{N-1} [A \cdot w(n)]^2} \right) \quad (2)$$

Uživatel si může u grafického výstupu zobrazit do samotného grafu časový průběh generovaného rušení, nebo vstupní a výstupní EKG. Dále je možnost zobrazení frekvenčního spektra vstupního i výstupního EKG, nebo pouze spektra samotného rušení.



Obr. 20 grafický výstup

## 3.3 Generátor rušení

Posledním panelem je samotný generátor rušení (viz Obr. 21). Je tvořen čtyřmi dílčími bloky rušení. U každého bloku je možnost automatické nebo manuální volby parametru rušení. Automatická volba slouží pro rychlé generování zarušeného signálu. V případě potřeby je potom možné manuálně měnit dílčí parametry jednotlivých rušení. Realizaci daného rušení si uživatel volí zaškrtnutím Check boxu v pravém dolním rohu každého bloku. Po vygenerování zarušeného signálu se vypočte SNR jak celkové tak pro každé rušení zvlášť. Výsledek je zobrazen do příslušného bloku.

**Generátor**

**Drift**

☐ Automaticky generovat  
SNR = -13 dB, k = 20  
Průběh: lineární

☒ Manuální nastavení

☐ Lineární k = 20

☐ Sinus Umax = 200 mikroV  
Perioda: 7 s

☒ Náhodný  
Mezní frekvence: 1 Hz  
SNR: 10 dB

SNR = 10 dB ☒ Použít

**Elektromyografické rušení**

☐ Automaticky generovat klidové EMG  
SNR = 20 dB  
fd = 30 Hz fh = 60 Hz

☐ Automaticky generovat zátěžové EMG  
SNR = 17 dB  
fd = 20 Hz fh = 200 Hz

☒ Nestacionární průběh

Dolní mez - Horní mez  
fd: 10 - 30 Hz  
fh: 50 - 100 Hz  
SNR: 10 - 35 dB

☐ Manuální nastavení

Parametry pro změnu tvaru spektrální funkce  
fd: 20 Hz  
fh: 80 Hz  
SNR: 20 dB

Spektrogram EMG

Spektrum tvarovacího filtru

SNR = 15dB ☒ Použít

**Síťový brum**

☒ Automaticky generovat  
Amplituda: 25 mikroV  
Frekvence: 50 Hz

☐ Manuální nastavení

Amplituda: 25 mikroV

☒ Jednotlivé frekvence  
☐ 60 Hz ☐ 120 Hz ☐ 180 Hz

☐ Frekv. pásmo 49.9 Hz - 50.1 Hz

SNR = 0 dB ☐ Použít

**Impulsní rušení**

☒ Automaticky generovat  
Počet impulsů: 5  
Výška impulsů: +/- max(ekg)

☐ Manuální nastavení

Počet impulsů: 5

Výška impulsů:  
U: 200 - 600 mikroV

SNR = 0dB ☐ Použít

**Generovat**

Obr. 21 panel generátoru rušení

### 3.3.1 Generátor brumu

U síťového brumu uživatel nastavuje velikost amplitudy v  $\mu\text{V}$  a jednotlivé harmonické složky, které se mají v signálu projevit. Jde o frekvence 60Hz, 120Hz a 180Hz nebo frekvenční rozsah 49,9Hz – 50,1Hz. Viz Obr. 22

**Síťový brum**

☒ Automaticky generovat  
Amplituda: 25 mikroV  
Frekvence: 50 Hz

☐ Manuální nastavení

Amplituda: 25 mikroV

☒ Jednotlivé frekvence  
☐ 60 Hz ☐ 120 Hz ☐ 180 Hz

☐ Frekv. pásmo 49.9 Hz - 50.1 Hz

SNR = 0 dB ☐ Použít

Obr. 22 blok generátoru síťového brumu

### 3.3.2 Generátor driftu

U driftu se jedná o pomalé kolísání nulové izolinie. Uživatel si tedy volí časový průběh, podle kterého bude EKG kolísat. Možností je lineární průběh s volbou směrnice přímky, sinusový průběh s možností změny amplitudy a délky periody, nebo náhodný drift, u kterého je intenzita zarušení závislá na velikosti zvoleného SNR a mezní frekvenci po kterou se drift generuje. Viz Obr. 23.



**Drift**

☐ Automaticky generovat  
SNR = -13 dB, k = 20  
Průběh: lineární

☒ Manuální nastavení

☐ Lineární k= 20

☐ Sinus Umax= 200 mikroV  
Perioda: 7 s

☒ Náhodný  
Mezní frekvence: 1 Hz  
SNR: 10 dB

SNR = 10 dB ☒ Použít

Obr. 23 blok generátoru driftu

### 3.3.3 Generátor elektromyografického rušení

Pro případ automatické volby parametrů se u EMG nabízí dvě volby: klidové nebo zátěžové EKG. Rozdíl je v intenzitě zarušení. Stejně jako v klinické praxi, se při zátěžovém EKG projevuje rušení s větší intenzitou (menší SNR) a větší šířkou frekvenčního pásma. Viz Obr. 24

Pro manuální nastavení uživatel tedy mění intenzitu zarušení, parametrem SNR a zastoupení frekvenčních složek EMG, pomocí parametrů tvarovacího filtru  $f_D$  a  $f_H$ . Dále je možnost zobrazení frekvenční charakteristiky tvarovacího filtru. Další variantou je volba nestacionárního průběhu EMG, který je pro simulaci fyziologicky pracujícího svalu přesnější. V takovém případě uživatel nastaví rozsah, v jakém se budou jednotlivé parametry pohybovat, a program generuje EMG s proměnnými parametry v náhodných úsecích. Vývoj spektra v čase je možné vykreslit do spektrogramu.

**Elektromyografické rušení**

☒ Automaticky generovat klidové EMG  
SNR = 20 dB  
fd = 30 Hz fh = 60 Hz

☐ Automaticky generovat zátěžové EMG  
SNR = 17 dB  
fd = 20 Hz fh = 200 Hz

☒ Nestacionární průběh

Dolní mez - Horní mez  
fd: 10 - 30 Hz  
fh: 50 - 100 Hz  
SNR: 10 - 35 dB

Spektrogram EMG

☐ Manuální nastavení

Parametry pro změnu tvaru spektrální funkce  
fd: 20 Hz  
fh: 80 Hz  
SNR: 20 dB

Spektrum tvarovacího filtru

SNR= 15dB ☒ Použít

Obr. 24 blok generátoru myopotenciálového rušení

### 3.3.4 Generátor impulsního rušení

U impulsního rušení si uživatel volí počet impulsů, které se v EKG objeví a výšku impulsu formou rozsah napětí, který platí jak pro kladné tak záporné výchylky. Viz Obr. 25.

**Impulsní rušení**

☒ Automaticky generovat

Počet impulsů: 5  
Výška impulsů:  $\pm \max(\text{ekg})/2$

☐ Manuální nastavení

Počet impulsů:

Výška impulsů:

U:  -  mV

SNR= 0dB ☐ Použít

Obr. 25 blok generátoru impulsního rušení

## 4 GENEROVÁNÍ RUŠENÍ

V této kapitole jsou rozebrány jednotlivé algoritmy pro generování dílčích rušení s ohledem na jejich programové řešení a funkci.

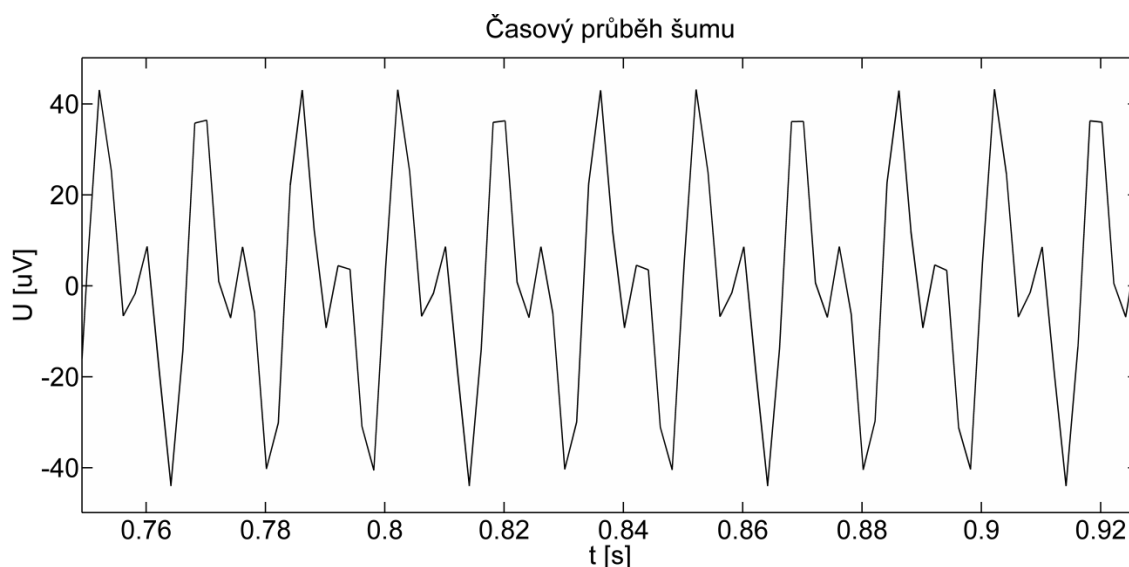
Před samotným generováním je třeba vložit **nezarušený EKG signál**, buď z databáze CSE nebo vlastní ze souboru, **nastavit vzorkovací frekvenci (fvz)** a nakonec **parametry rušení**, které chceme realizovat. Dílčí funkce vytváří jednotlivá rušení  $w_1(n)$ ,  $w_2(n)$ ,  $w_3(n)$ ,  $w_4(n)$ , která se podle vztahu  $y(n) = x(n) + w_1(n) + w_2(n) + w_3(n) + w_4(n)$  sečtou se vstupním signálem  $x(n)$  a vytvoří tak výstupní zarušený signál  $y(n)$ .

### 4.1 Realizace síťového brumu

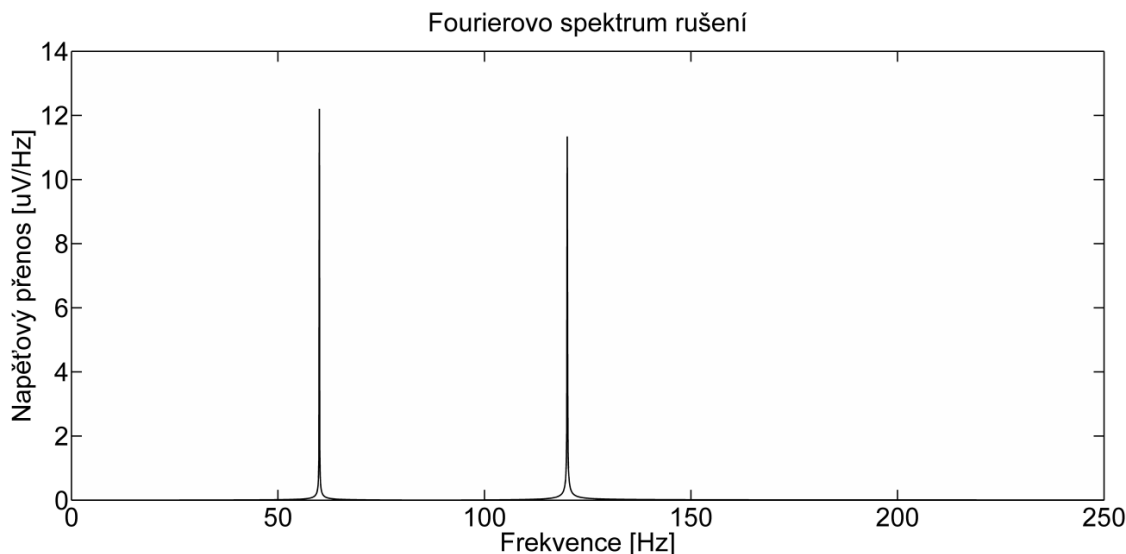
Síťový brum  $w(n)$  je vytvářen z rovnice pro aritmetickou funkci sinus:  $w(n) = A \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t(n) + \varphi)$ . Uživatel nastaví amplitudu  $A$  a frekvenci  $f$ , fázový posun  $\varphi=0^\circ$ . Časová osa  $t(n)$  je vytvořena pomocí funkce `linspace`.

V případě volby více frekvencí program vytvoří sinusové signály o příslušných frekvencích, které následně sečte a vynásobí nastavenou amplitudou.

Pro vyšší harmonické (120Hz a 180Hz) se již výrazně projevuje nedostatečnost vzorkování a dochází ke kolísání amplitudy a ostrým přechodům v maximální výchylce (viz Obr. 26). Tento jev se v menší míře projevuje i pro frekvenci 60Hz. V důsledku toho dochází i k postupnému poklesu výšky spektrálních čar pro vyšší harmonické (viz Obr. 27). To se běžně vyskytuje i v reálném EKG signálu.



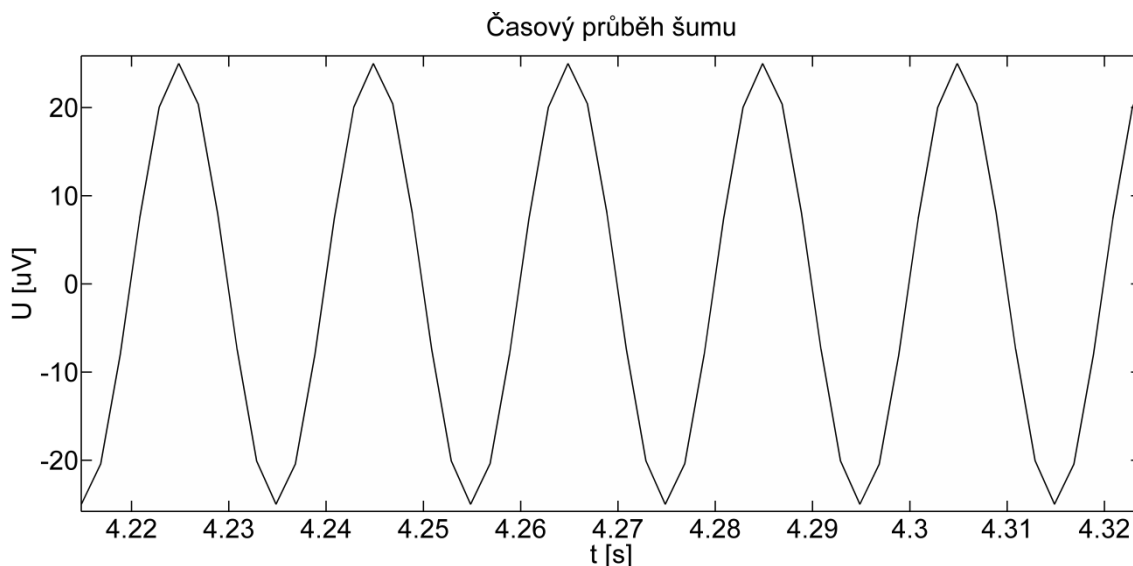
Obr. 26 časový průběh brumu, frekvence: 60Hz a 120Hz



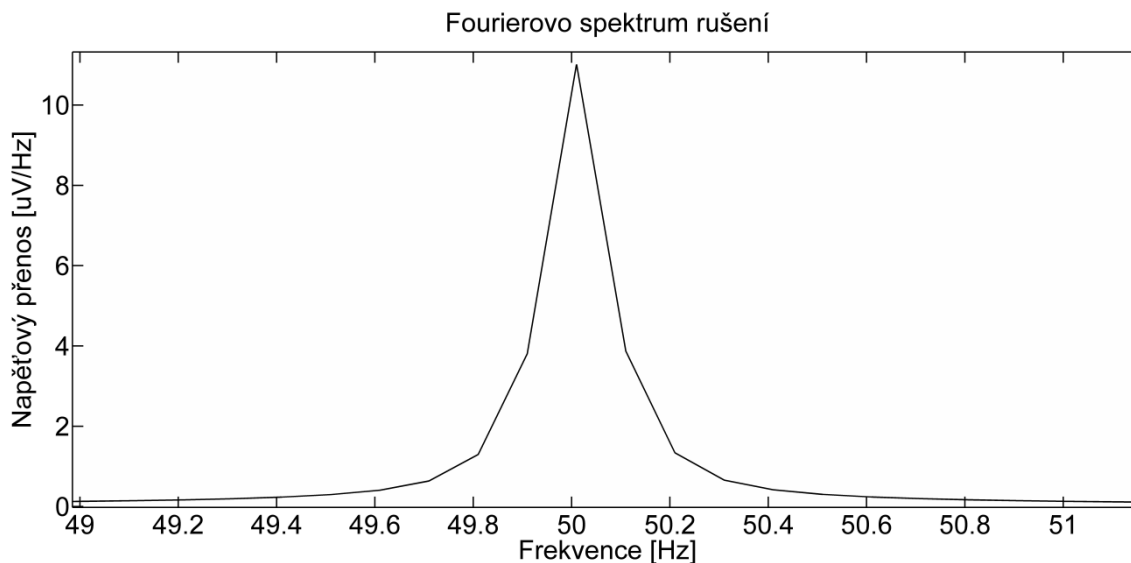
Obr. 27 frekvenční spektrum brumu, frekvence 60Hz a 120Hz,  $U=25\mu\text{V}$

Kromě jednotlivých frekvencí je možné vytvořit signál ve frekvenčním pásmu 49,9Hz až 50,1Hz, pomocí funkce `chirp`. Tento frekvenční rozsah byl získán z měřených dat UEEN FEKT VUT v Brně a představuje kolísání síťového kmitočtu v průběhu několika dní [3].

Při porovnání s běžným brumem o frekvenci pouze 50Hz, se v časovém průběhu EKG v zásadě žádný rozdíl neprojeví. Výrazný rozdíl ale nastává ve frekvenčním spektru Obr. 29, kde se tato změna projeví rozložením frekvenčních složek do podstatně širšího pásma. To vytváří značný problém ve filtraci, jak bylo uvedeno v kapitole 2.1.



Obr. 28 časový průběh brumu pro frekvenční pásmo 49,9Hz – 50,1Hz



Obr. 29 frekvenční spektrum brumu pro frekvenční pásmo 49,9Hz – 50,1Hz

## 4.2 Realizace driftu

U driftu se jedná o pomalé kolísání nulové izolinie vlivem elektrochemických dějů na rozhraní kůže - elektroda, nebo o pomalé spontánní pohyby pacienta a orgánů.

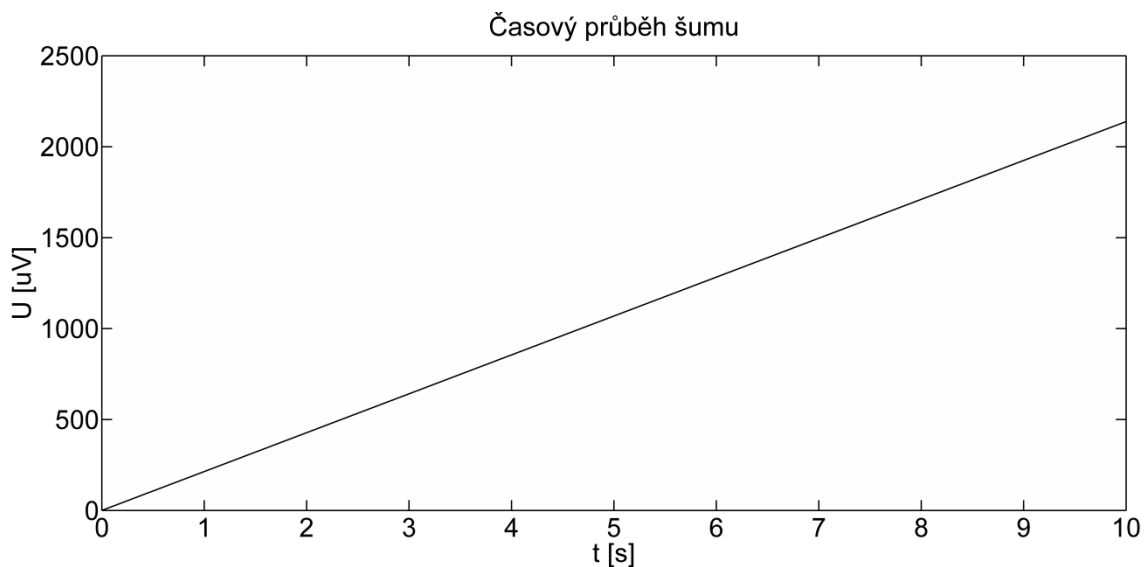
V důsledku toho je nezbytné vytvářet drift v rozdílných variantách průběhu, v tomto případě lineární, sinusový nebo náhodný. Podle charakteru vzniku potom volíme příslušnou variantu. V případě periodických změn např. střevní peristaltika nebo dýchání, by se jednalo o přibližně sinusový průběh. Na přechodu elektroda kůže se postupně mění rozhraní vlivem oxidace což má za následek lineární nárůst nulové izolinie a tedy drift lineární. Náhodný drift potom reprezentuje všechny ostatní stochastické jevy, které se jako drift mohou v EKG vyskytovat.

Ne méně důležitá je i volba intenzity zarušení, která je charakteristická pro každou variantu driftu (směrnice, amplituda, SNR).

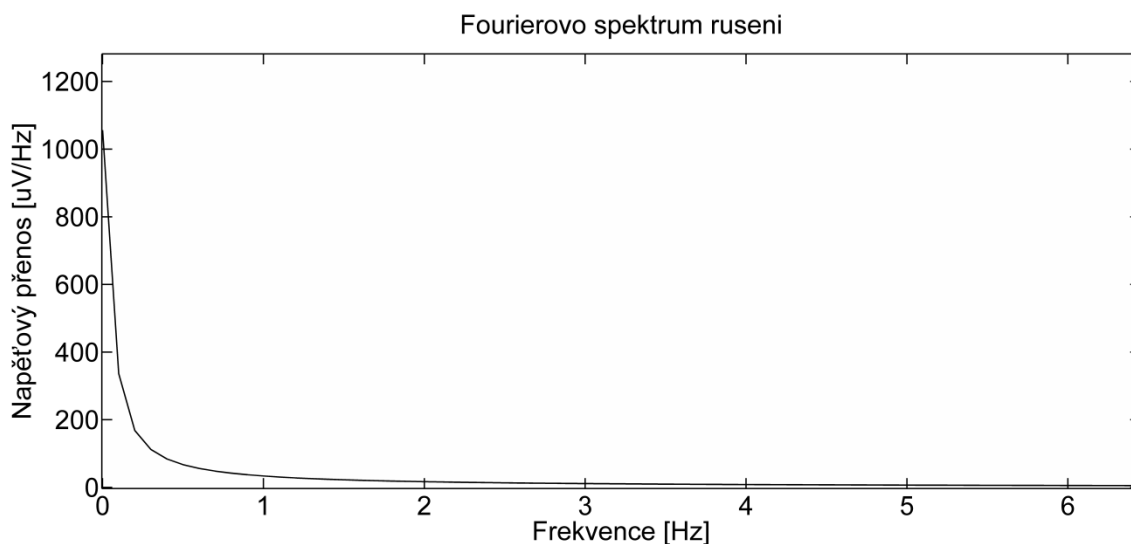
### 4.2.1 Lineární drift

Algoritmus pro lineární drift nejdříve vytvoří časovou osu  $t$  pomocí funkce `linspace`. Do funkce vstupuje počet vzorku  $n$  dle délky signálu EKG a maximální hodnota pro  $k=1$ , která je vypočtena jako maximální hodnota v EKG děleno 15. Vzorky rušení  $w(n)$  jsou vypočítány z rovnice přímky  $w(n) = k \cdot t(n) + b$  kde  $b=0$  a směrnici  $k$  je zvolena uživatelem.

Z časového průběhu na Obr. 30 je tedy patrný lineární nárůst amplitudy rušení což v důsledku, podle (2), zapříčiní velice nízké SNR, v tomto případě šlo o hodnotu -13dB. Pro drift jsou charakteristické výrazné nízkofrekvenční složky, to je patrné z Obr. 31 kde hlavní složka spektra končí na 0,3Hz a dál již konverguje k nule.



Obr. 30 časový průběh lineárního driftu, směrnice  $k = 30$

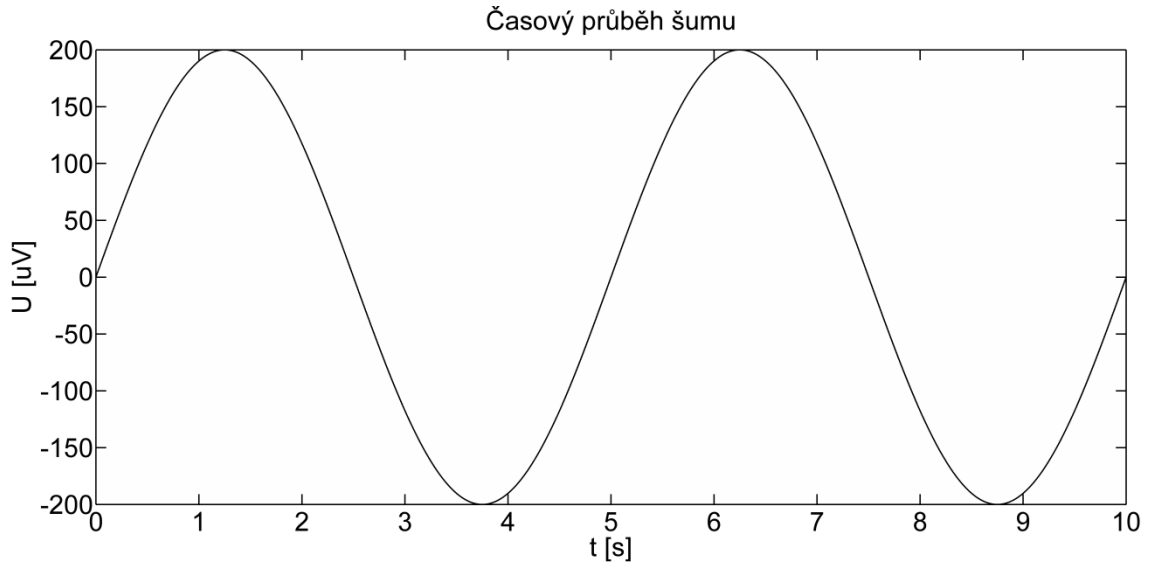


Obr. 31 frekvenční spektrum lineárního driftu, směrnice  $k = 30$

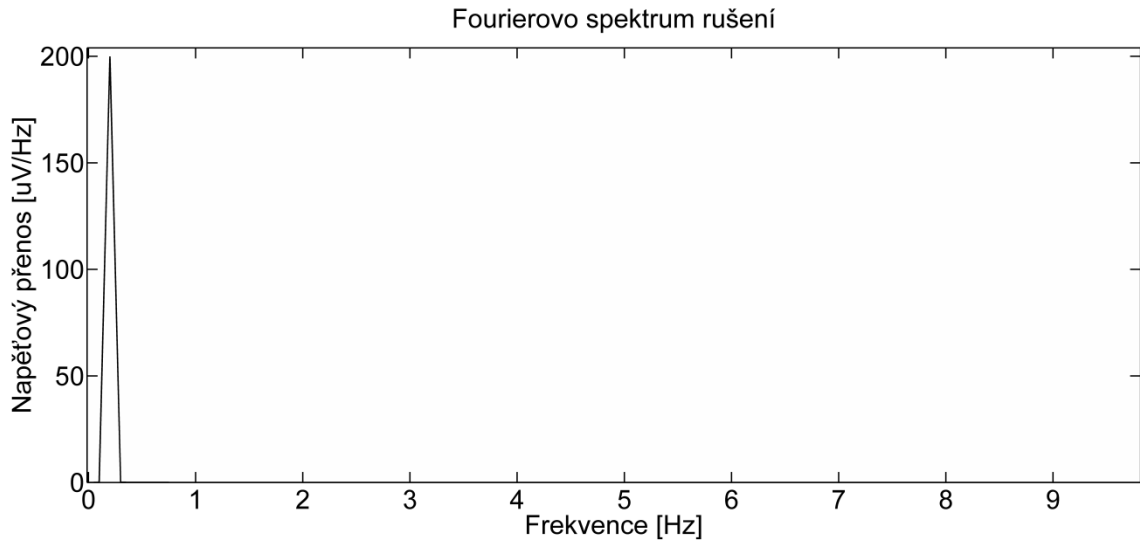
#### 4.2.2 Sinusový drift

Podobně jako u lineárního driftu se nejdříve pomocí funkce `linspace` vytvoří časová osa. Do funkce vstupuje počet vzorků  $n$  a vzorkovací frekvence  $f_{vz}$  což dohromady vytvoří stejně dlouhou časovou základnu jako původní EKG signál. Uživatel volí periodu  $T$  a amplitudu  $A$ . Z rovnice  $w(n) = A \cdot \sin\left(2 \cdot \pi \cdot \frac{1}{T} \cdot t(n)\right)$  jsou vypočítány vzorky rušení  $w(n)$ .

Časový průběh rušení (Obr. 32) je tedy sinusová funkce se zvolenou frekvencí a amplitudou. Ve frekvenčním spektru na Obr. 33 se projeví výrazná složka pouze na jedné frekvenci, z podstaty to budou frekvence do 1Hz. V tomto případě se jednalo o frekvenci 0,2Hz a amplitudu 200 $\mu$ V.



Obr. 32 časový průběh sinusového driftu,  $T=5s$ ,  $U=200\mu V$



Obr. 33 frekvenční spektrum sinusového driftu,  $T=5s$ ,  $U=200\mu V$

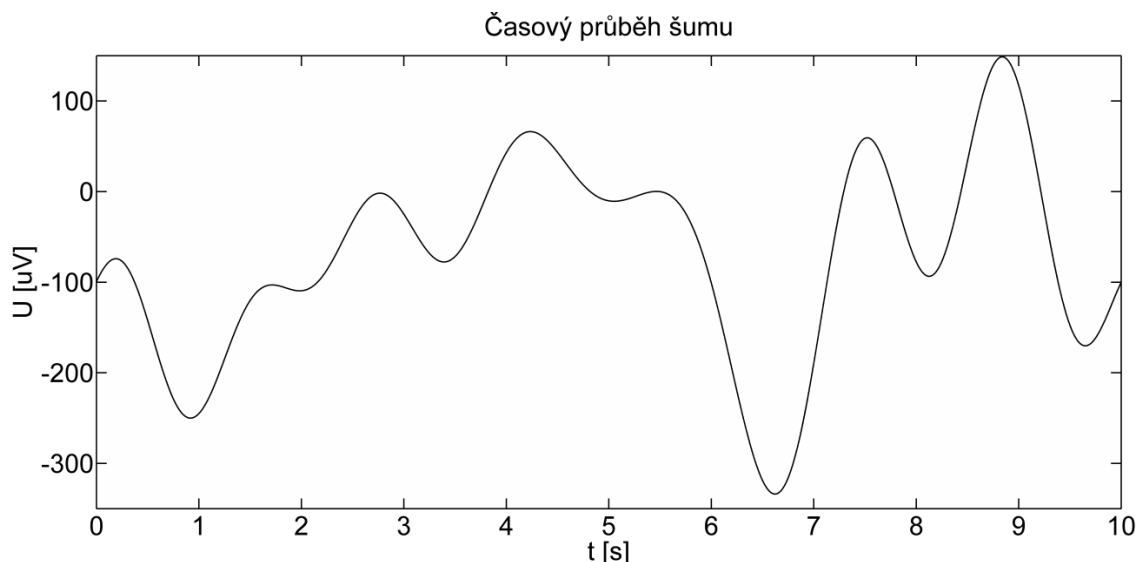
### 4.2.3 Náhodný drift

Ze stochastického charakteru náhodného driftu vyplývá, že je třeba použít generátor náhodných čísel funkce `randn`. Ta vytváří bílý šum s Gaussovským rozložením. Takto získaný náhodný signál je filtrován filtrem typu dolní propust s volitelnou mezní frekvencí  $f_{mez}$ . Dostaneme tak pouze požadované nízkofrekvenční složky bílého šumu. Posledním krokem pro dosažení požadovaného SNR je nutné nastavit odpovídající intenzitu rušení. Za tímto účelem násobíme generovaný šum  $w(n)$  konstantou  $A$  z (3). převzato z [10].

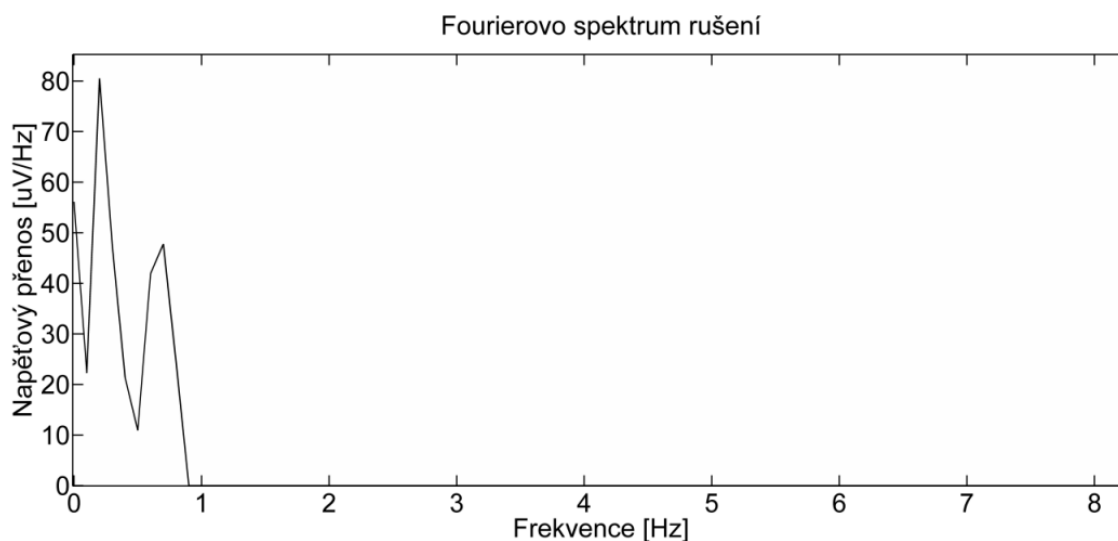
Na Obr. 34 je zachycen časový průběh generovaného driftu s mezní frekvencí

$$A = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} s^2(n)}{10^{\left(\frac{SNR}{10}\right)} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} w^2(n)}} \quad (3)$$

$f_{mez}=1\text{Hz}$  a poměrem signál šum  $\text{SNR}=10\text{dB}$ . Je zřejmé pomalé neperiodické kolísání nulové izoliny s výchylnou přibližně  $50\mu\text{V}$  až  $100\mu\text{V}$ . Z frekvenčního spektra na Obr. 35 jsou patrné výrazné nízkofrekvenční složky do  $1\text{Hz}$  s rozdílnou výchylnou napětí. Frekvence nad  $1\text{Hz}$  jsou úplně potlačeny filtrací.



Obr. 34 časový průběh náhodného driftu,  $f_{mez}=1\text{Hz}$ ,  $\text{SNR}=10\text{dB}$



Obr. 35 frekvenční spektrum náhodného driftu,  $f_{mez}=1\text{Hz}$ ,  $\text{SNR}=10\text{dB}$

### 4.3 Realizace elektromyografického rušení

Základním rozdělením při realizaci elektromyografického rušení je volba stacionárního nebo nestacionárního průběhu EMG. Při stacionárním průběhu je signál zarušen EMG s konstantními parametry. Pro fyziologicky pracující sval je ale přesnější nestacionární průběh, proto se zde nabízí volba EMG s proměnnými parametry v čase.

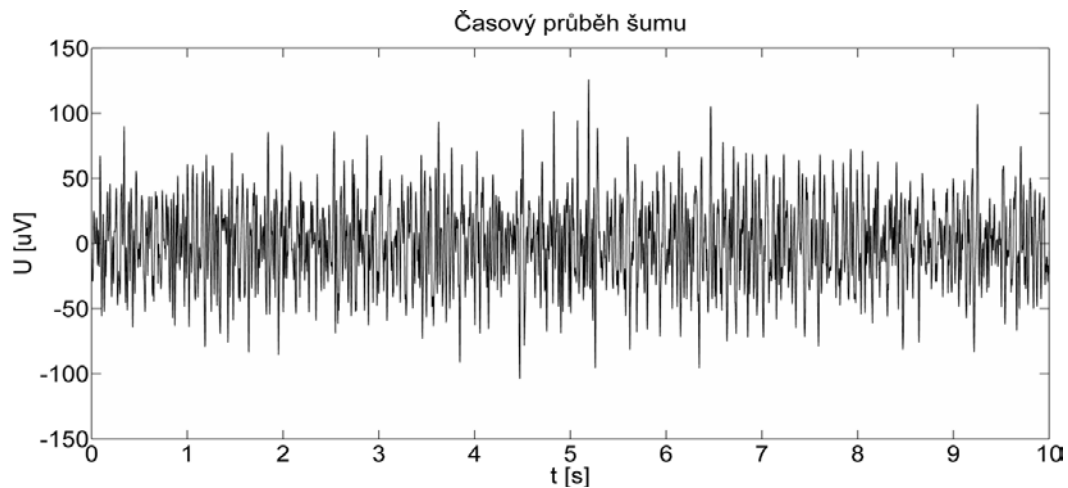


### 4.3.1 Stacionární průběh EMG

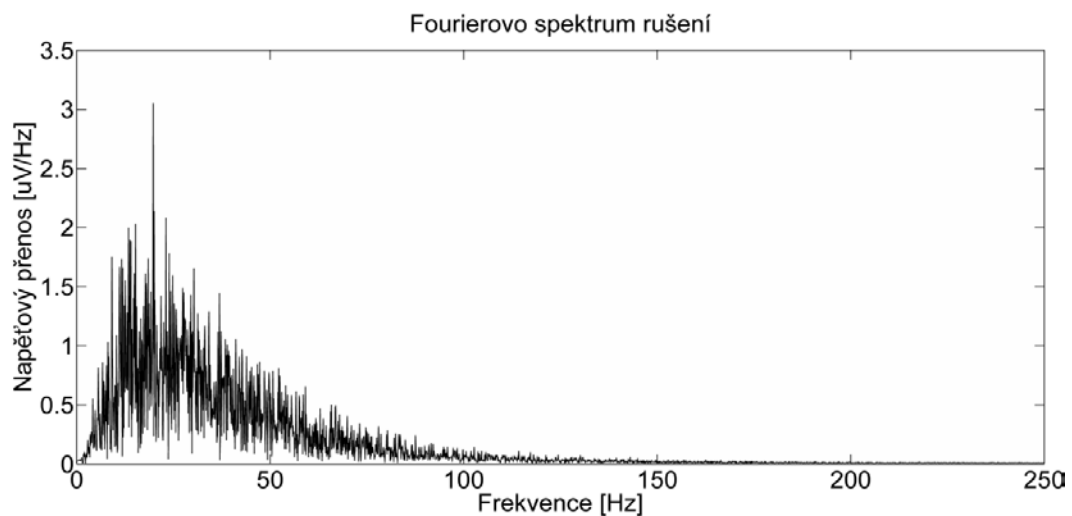
U stacionárního průběhu uživatel volí tvar spektra tvarovacího filtru pomocí dvou parametrů  $f_D$ ,  $f_H$  a intenzitu rušení formou SNR.

Při samotné realizace EMG je nejdříve vypočítána frekvenční charakteristika tvarovacího filtru (viz Obr. 38) z (1). Metodou vzorkování frekvenční charakteristiky jsou získány vzorky impulsní charakteristiky filtru. Následně je vytvořen Gaussovský bílý šum a jeho omezením ve tvarovacím filtru získáme stacionární myopotenciálové rušení (viz Obr. 36). Pro dosažení požadovaného SNR a tedy intenzity rušení, je opět nutné generovaný šum vynásobit konstantou  $A$  získanou z (3).

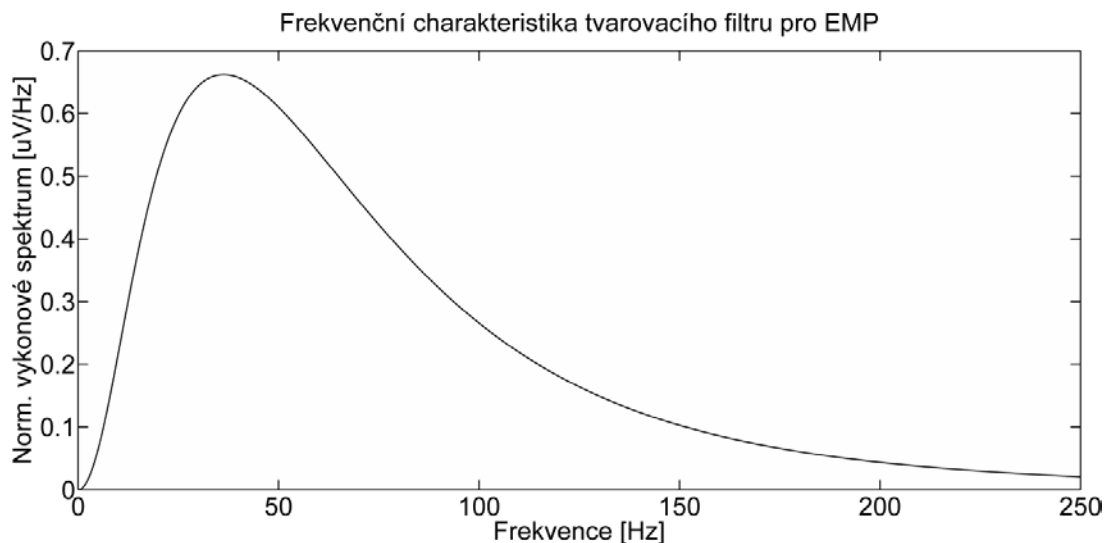
Amplitudové špičky v časovém průběhu mají stochastický charakter, protože se jedná o filtrovaný bílý šum, nicméně na celkovém průběhu EMG je vidět stacionární charakter. Frekvenčně se signál nachází v pásmu od 1Hz do cca 100Hz, s nejvýraznější složkou v okolí 20Hz (viz Obr. 37). Vlastnosti je možno měnit tvarovacím filtrem.



Obr. 36 časový průběh stacionárního elektromyografického rušení,  $f_D=20\text{Hz}$ ,  $f_H=100\text{Hz}$ ,  $\text{SNR}=17\text{dB}$



Obr. 37 frekvenční spektrum stacionárního elektromyografického rušení,  $f_D=20\text{Hz}$ ,  $f_H=100\text{Hz}$ ,  $\text{SNR}=17\text{dB}$

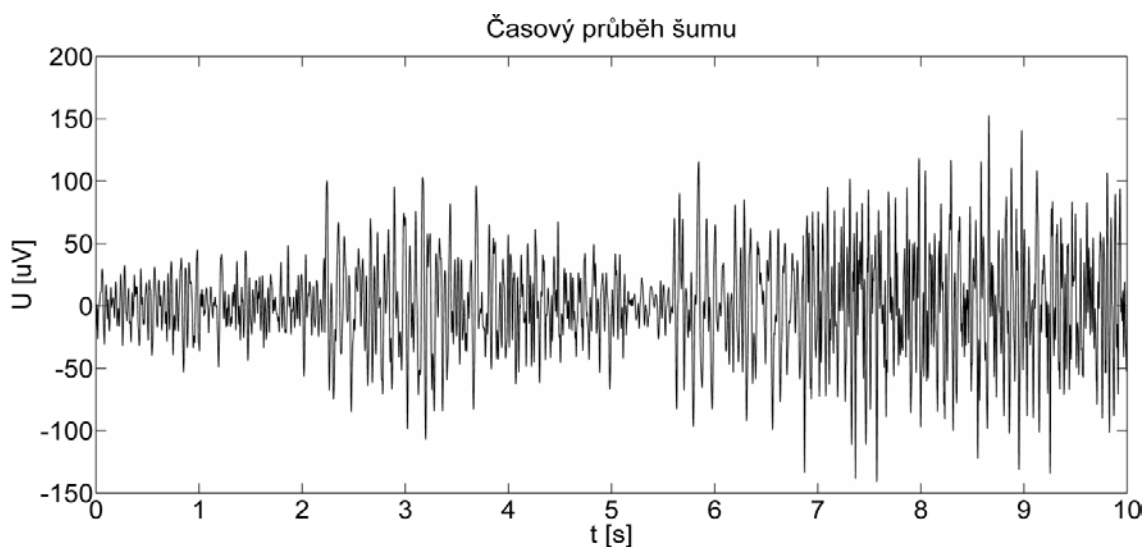


Obr. 38 frekvenční charakteristika tvarovacího filtru pro stacionární elektromyografické rušení,  $f_D=20\text{Hz}$ ,  $f_H=100\text{Hz}$ ,  $\text{SNR}=17\text{dB}$

### 4.3.2 Nestacionární průběh EMG

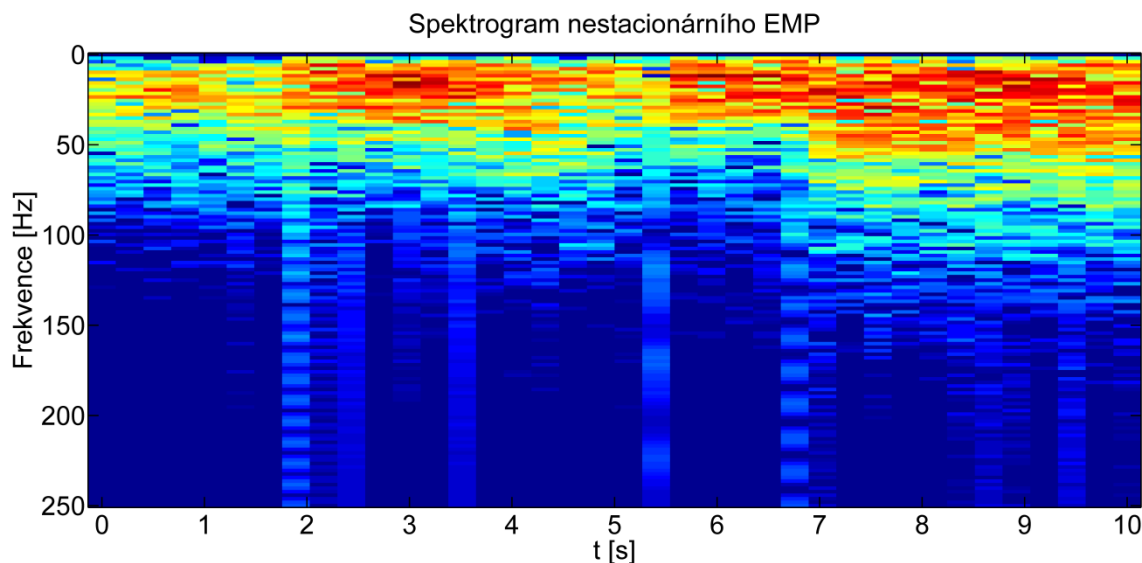
Rozdílem u nestacionárního elektromyografického rušení je, že na místo fixních parametrů pro tvarovací filtr  $f_D$ ,  $f_H$  a zesílení  $\text{SNR}$  uživatel zadává rozsah, ve kterém se budou tyto parametry pohybovat. Při realizaci se nejdříve pomocí generátoru náhodných čísel  $\text{randi}$ , určí úsek signálu, který bude zarušen. Pro daný úsek jsou získány parametry tvarovacího filtru a zesílení, opět pomocí generátoru náhodných čísel  $\text{randi}$ . Další postup je totožný jako u stacionárního průběhu EMG.

Výsledkem jsou změny v časovém průběhu EMG, způsobené změnami frekvenčního rozložení a zesílení v jednotlivých úsecích EMG (viz Obr. 39). Vhodným nástrojem pro analýzu nestacionárního průběhu EMG je spektrogram, který zachycuje vývoj frekvenčního spektra v čase. Pro výpočet spektrogramu na Obr. 40. byla použita délka rámce 256 vzorků s posunem 128 vzorků.



Obr. 39 časový průběh nestacionární elektromyografického rušení,  $f_D=10\text{-}30\text{Hz}$ ,  $f_H=50\text{-}100\text{Hz}$ ,

SNR=15-35dB



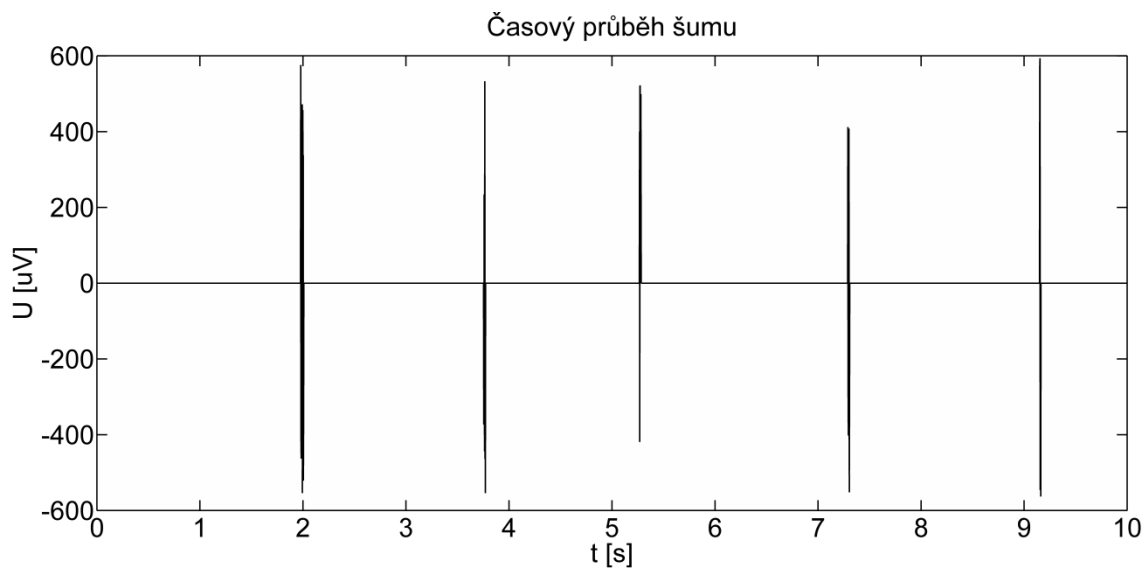
Obr. 40 spektrogram nestacionárního elektromyografického rušení,  $f_D=10\text{-}30\text{Hz}$ ,  $f_H=50\text{-}100\text{Hz}$ , SNR=15-35dB

#### 4.4 Realizace impulsního rušení

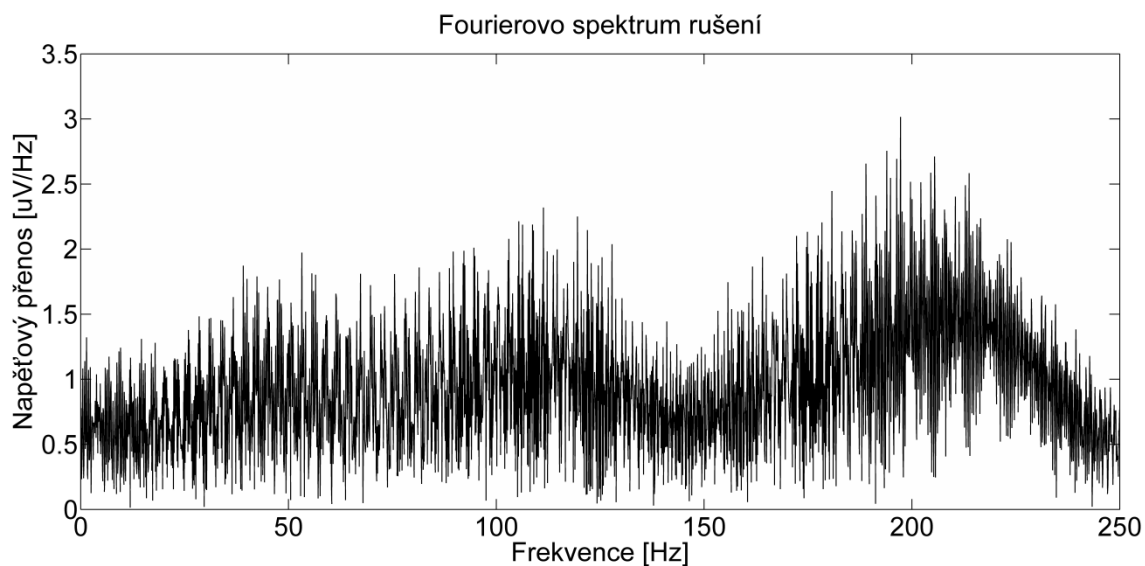
Generátor impulsního rušení vytváří skokové změny napětí o zvolené velikosti a počtu impulsů.

Uživatel tedy zadá rozmezí napěťové výchylky a počet impulsů, které se v signálu objeví. Generátor náhodných čísel zvolí příslušný počet pozic, které představují začátek pro každý impuls. V prvním cyklu `for`, jehož kroky představují pořadí impulsu, se v každém kroku určí délka konkrétního impulsu, pomocí generátoru náhodných čísel v rozmezí od 5 do 15 vzorku. To představuje zároveň počet kroků druhého cyklu `for`, který již vytváří samotný impuls. Nejprve je určena amplituda pro první vzorek impulsu a následně jeho polarita, postup se opakuje podle délky impulsu.

Impulsní rušení se vyznačuje skokovými výchylkami do kladných i záporných hodnot (viz Obr. 41). Pozice impulsu v signálu je náhodná. Rozdílnou šířku jednotlivých impulsů je těžké rozlišit, protože se často jedná o rozdíl jen pár vzorků. Impulsní rušení se svojí podstatou přibližuje Diracovu impulsu, tomu odpovídá i frekvenční spektrum na Obr. 42, které má výrazné složky v celém frekvenčním pásmu zejména pak na vyšších frekvencích 200Hz až 250Hz kde je již omezeno vzorkovací frekvenci.



Obr. 41 časový průběh impulsního rušení, počet impulsů=5,  $U = \pm 200\text{--}600\mu\text{V}$



Obr. 42 frekvenční spektrum impulsního rušení, počet impulsů=5,  $U = \pm 200\text{--}600\mu\text{V}$

## 5 VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ GENEROVANÝCH ARTEFAKTŮ

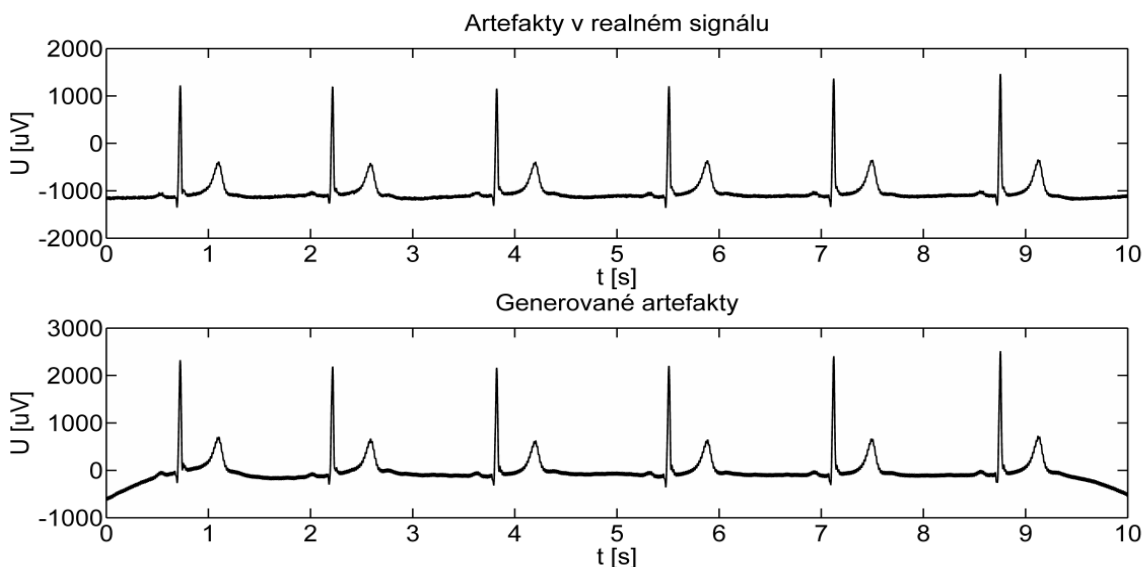
V následující kapitole budou porovnány generované artefakty s artefakty, které reálně vznikají při snímání EKG. K demonstraci reálných EKG byly vybrány signály z databáze CSE. Jejich filtrované ekvivalenty byly zarušeny příslušným rušením s definovanými parametry a následně porovnány mezi sebou. V ideálním případě by měli být časové průběhy EKG reálného i uměle zarušeného naprosto totožné. Protože jsou ale rušení uměle vytvářené za pomoci algoritmu, můžeme se tomuto ideálu nanejvýš přiblížit.

### 5.1 Síťový brum

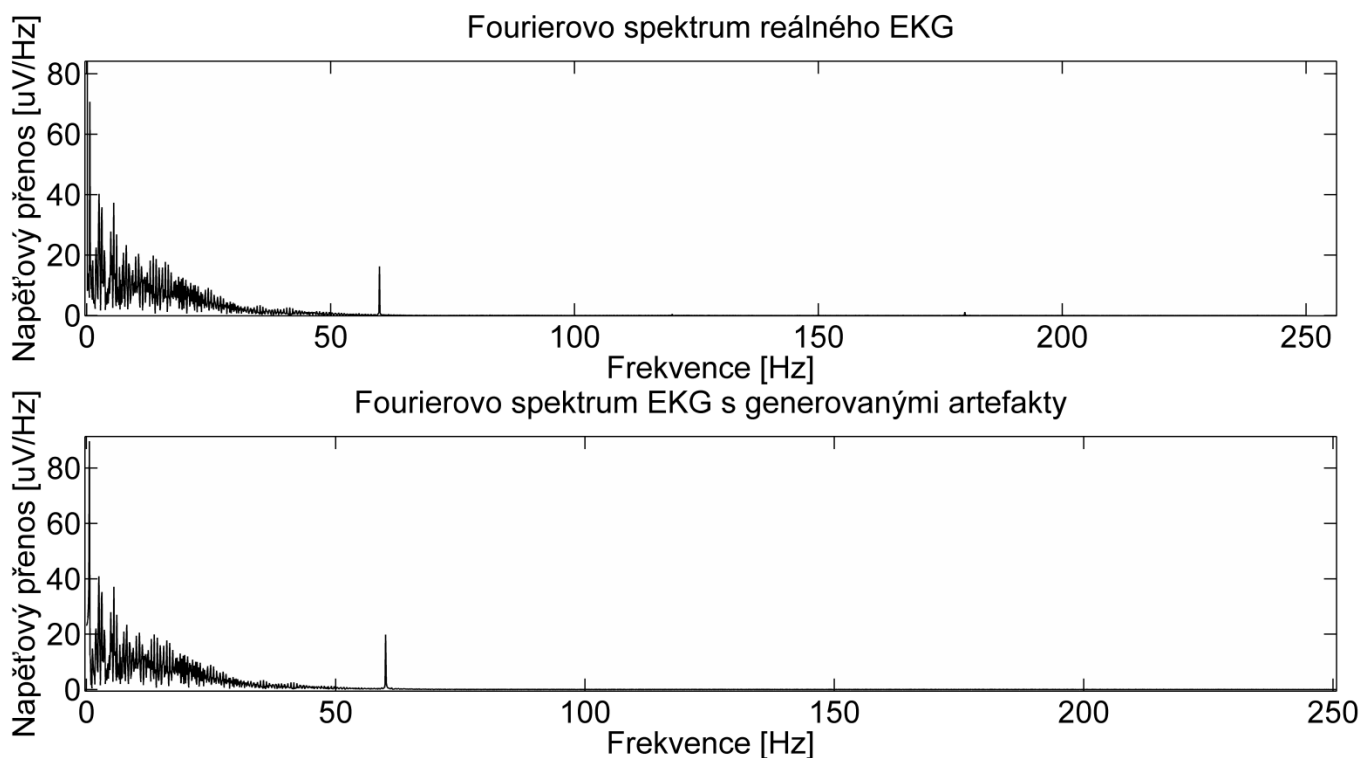
Reálný signál EKG je reprezentován signálem MO1\_015\_12, svod V5 z databáze CSE.

Jak můžeme vidět na Obr. 43 síťový brum se podařilo vygenerovat v totožné podobě, jako se vyskytuje v reálném signálu EKG. V detailu je patrný sinusový průběh o frekvenci 60Hz a amplitudě  $40\text{ }\mu\text{V}$  v celém průběhu EKG. Při umělém zarušení EKG brumem se vyskytují přechodové jevy na začátku a na konci signálu. Přechodový jev je v tomto případě způsoben filtrací driftu, který se projevoval v původním signálu. Je to patrné také z obrázku Obr. 43 a) kde je nulová izolinie posunuta na hodnotu přibližně  $-1\text{mV}$ , zatímco při umělém zarušení (Obr. 43 b)) dojde k odstranění stejnosměrné složky a tím k posunu izolinie na nulovou hodnotu.

Z rozboru frekvenčního spektra na Obr. 44 je patrný rozdíl pouze ve stejnosměrné složce, což je způsobeno již zmíněnou filtrací driftu v původním EKG signálu. Amplituda rušení je v reálném i generovaném rušení přibližně stejná, byla nastavena na hodnotu  $40\text{ }\mu\text{V}$ .



Obr. 43 a) artefakty v reálném signálu EKG, b) generované artefakty: síťový brum,  $f=60\text{Hz}$ ,  $U=40\text{ }\mu\text{V}$



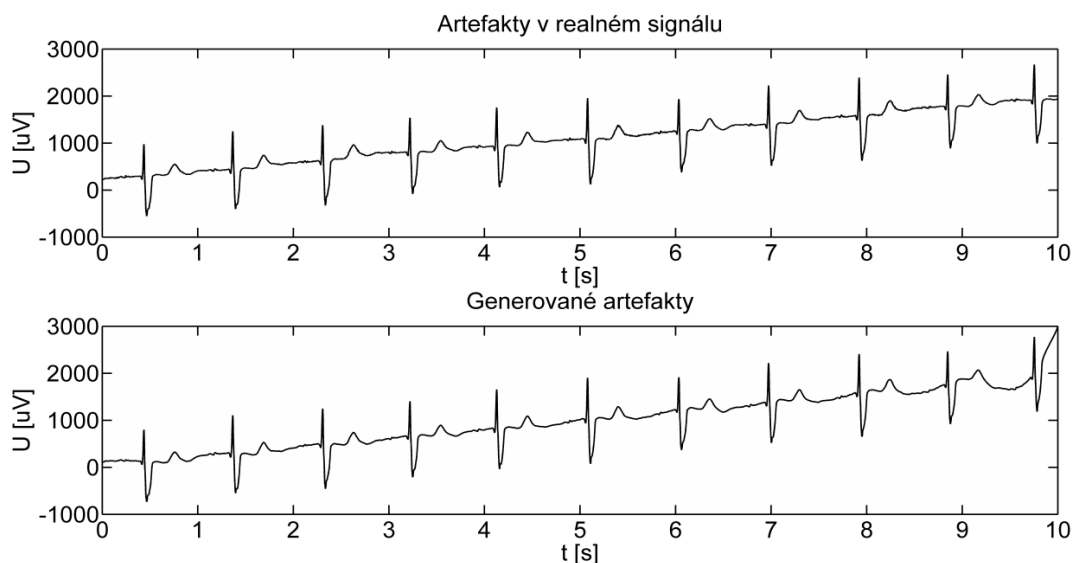
Obr. 44 a) fourierovo spektrum reálného EKG, b) fourierovo spektrum EKG s generovanými artefakty: síťový brum,  $f=60\text{Hz}$ ,  $U=40\mu\text{V}$

## 5.2 Drift

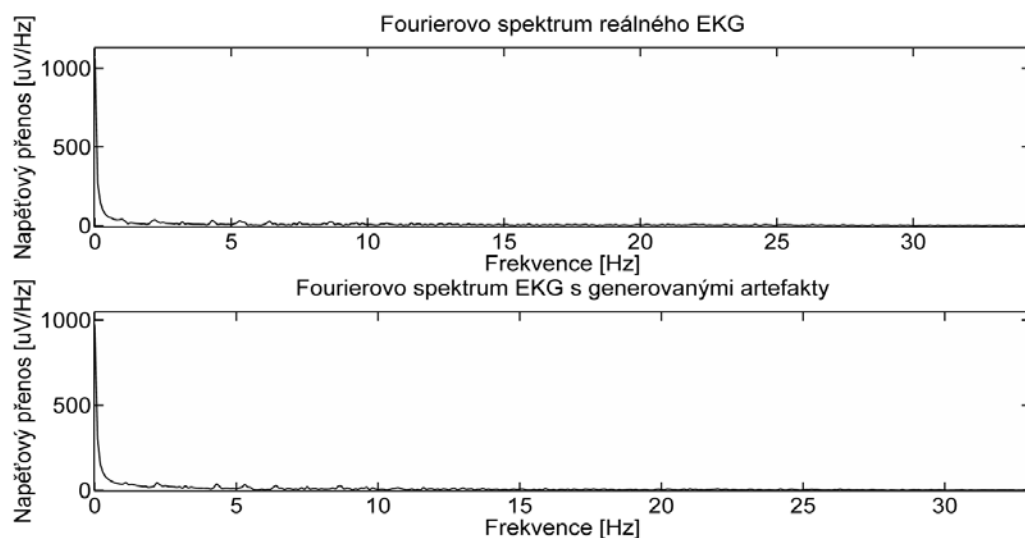
K demonstrování generovaného driftu byl vybrán lineární drift se směrnici  $k=27$ . Na Obr. 45 je zachycen reálný signál EKG MO1\_001\_12, svod V2 z databáze CSE a jeho zarušený ekvivalent.

Průběh uměle zarušeného signálu odpovídá reálnému EKG, je patrný lineární nárůst nulové izolinie. Na konci uměle zarušeného signálu se opět objevuje přechodový jev.

Z frekvenčního spektra na Obr. 46 je znatelná výrazně vyšší amplituda pro stejnosměrnou složku a další nízké frekvence do 1Hz, což odpovídá teoretickým předpokladům pro drift. Další frekvenční složky signálu zůstaly nezměněny, ale kvůli vysoké intenzitě stejnosměrné složky, nejsou ve spektru příliš patrné, jejich amplituda dosahuje maximálně  $150\mu\text{V}$  oproti amplitudě driftu, která je v tomto případě až  $2000\mu\text{V}$ .



Obr. 45 a) artefakty v reálném signálu EKG, b) generované artefakty: drift,  $k=27$



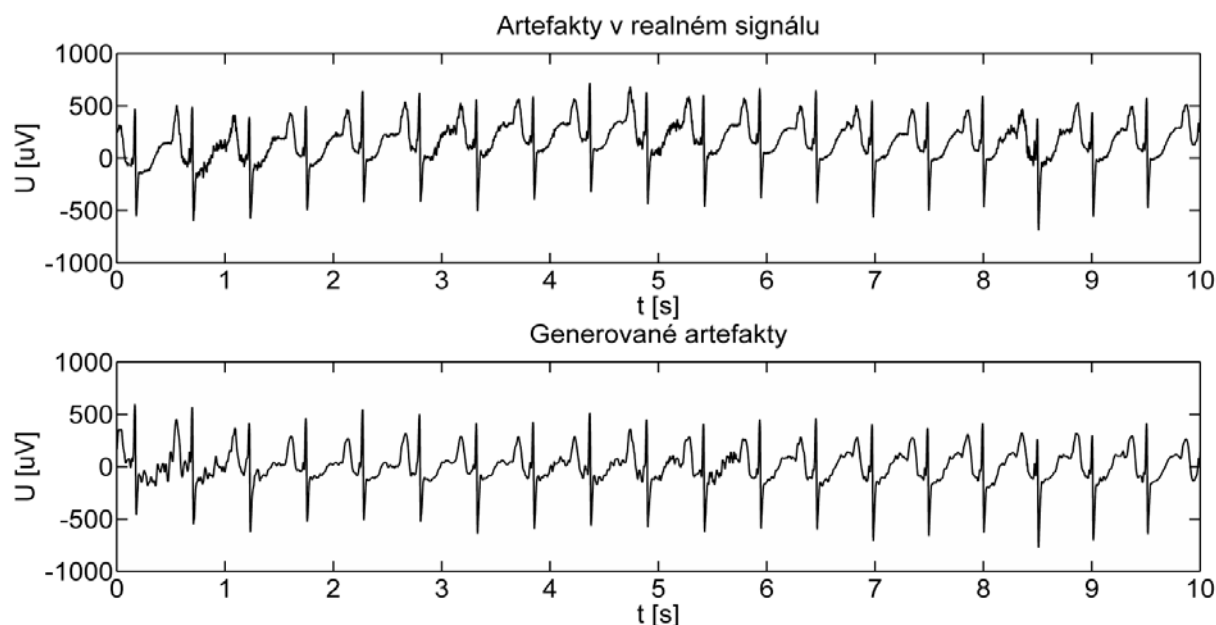
Obr. 46 a) fourierovo spektrum reálného EKG, b) fourierovo spektrum EKG s generovanými artefakty: drift,  $k=27$

### 5.3 Elektromyografické rušení

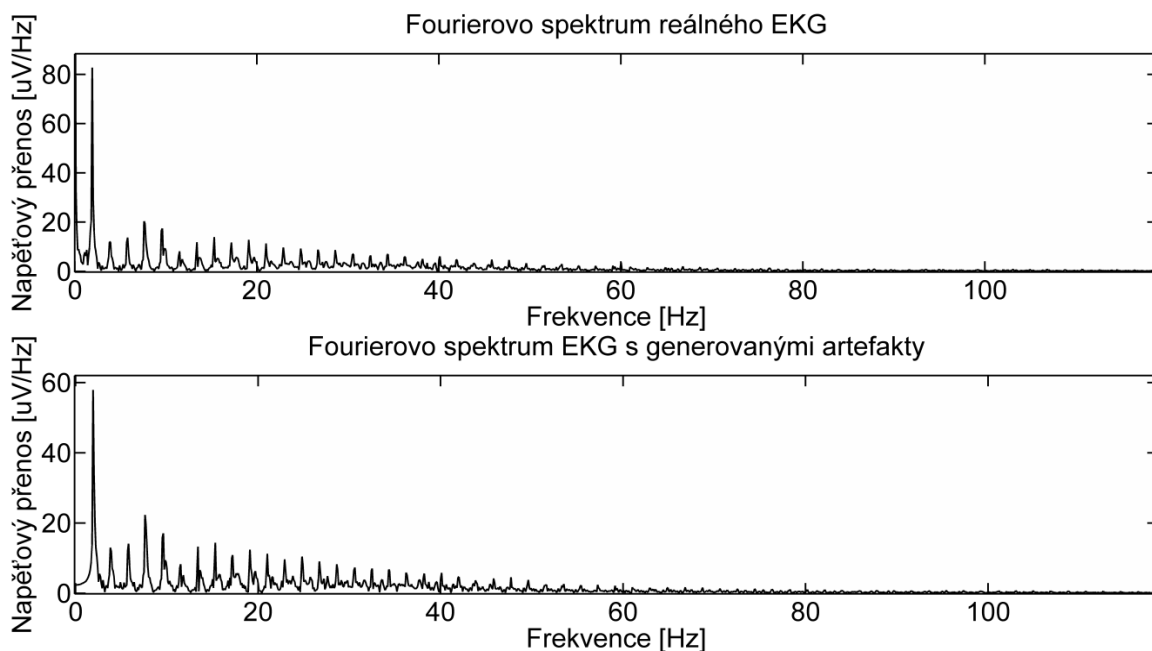
Pro elektromyografické rušení je příznačný jeho nestacionární charakter, tzn. mění své parametry náhodně v průběhu času. V důsledku toho je nemožné uměle vytvořit dva stejně zarušené signály. Snahou tedy bylo co nejvíce se přiblížit teoretickým vlastnostem, které jsou základem reálného rušení.

Na Obr. 47 v reálném EKG signálu MO1\_002\_12, svod II jsou patrné úseky v různé míře postižené EMG rušením. Toho se podařilo docílit i v uměle zarušeném EKG. V první sekundě záznamu b) byla EMG aktivita výrazně větší než v úseku od první do čtvrté sekundy.

Z frekvenčního hlediska (viz Obr. 48) jsou oba signály takřka totožné. Oba obsahují frekvenční složky na vyšších frekvencích než je užitečná složka EKG signálu. Kvůli nízké úrovni EMG rušení se ale tyto vysokofrekvenční složky neprojevily do výsledného spektra výrazněji. Jediným rozdílem je odstraněná nízkofrekvenční složka v uměle zarušeném EKG v důsledku filtrace driftu.



Obr. 47 a) artefakty v reálném signálu EKG, b) generované artefakty: EMG rušení,  $f_D=10-30\text{Hz}$ ,  $f_H=50-100\text{Hz}$ ,  $\text{SNR}=15-35\text{dB}$



Obr. 48 a) fourierovo spektrum reálného EKG, b) fourierovo spektrum EKG s generovanými artefakty: EMG rušení,  $f_D=10-30\text{Hz}$ ,  $f_H=50-100\text{Hz}$ ,  $\text{SNR}=15-35\text{dB}$

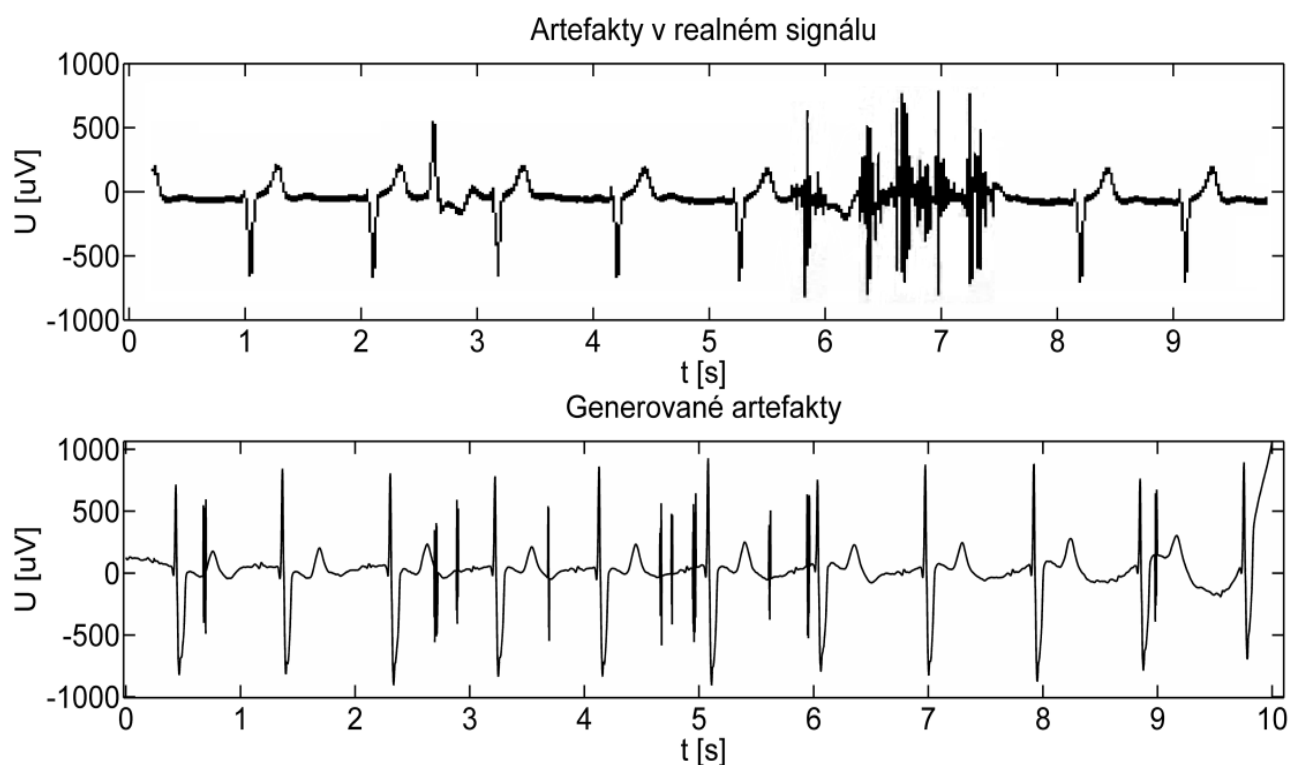


## 5.4 Impulsní rušení

Jako vzor pro impulsní rušení sloužil pouze ilustrační obrázek, protože se jedná o nejméně běžný typ rušení, který se v databázi CSE nevyskytuje.

Jedná se tedy zejména o napěťové špičky, které se náhodně vyskytují v signálu na různých místech a s různou amplitudou. Tyto charakteristické vlastnosti se podařilo splnit.

Problémem může být, že v případě vzniku impulsního rušení na jednom místě, s určitou pravděpodobností následují impulsy v bezprostřední blízkosti za sebou. Toho se docílit nepodařilo, uměle vytvořené impulsy se vyskytují na náhodných místech. Další odchylkou od reálného rušení je velikost výchylky impulsu. Vzhledem k tomu, že každý impuls má nějakou délku například 10 vzorků a výška každého vzorku je stanovena pomocí náhodného generátoru čísel ve zvoleném rozmezí hodnot (např.  $300\mu\text{V}$  -  $600\mu\text{V}$ ) tak vždy alespoň jeden vzorek z uvažovaných deseti se přiblíží zvolené maximální výchylce ( $600\mu\text{V}$ ). Důsledkem je, že výsledné rušení vypadá, jakoby všechny impulsy měly stejnou výchylku, ve skutečnosti se ale může jednat pouze o jeden vzorek z deseti. U reálného impulsního rušení na Obr. 49 a) mají jednotlivé impulsy rozdílnou výchylku.



Obr. 49 a) artefakty v reálném signálu EKG, b) generované artefakty: impulsní rušení,, počet impulsů=10,  $U = \pm 200\text{--}600\mu\text{V}$

# ZÁVĚR

Hlavním cílem bylo vytvořit generátor základních typů rušení signálu EKG s volitelnými parametry rušení a grafickým rozhraním pro uživatele.

Jako teoretický základ k celé práci sloužil detailní rozbor elektrické aktivity myokardu. Vznik a vedení elektrického signálu převodním systémem srdce, vlastnosti elektrického srdečního vektoru, vznik EKG a popsání specifík jednotlivých typů EKG záznamů, které se v klinické praxi objevují.

Nejdříve bylo nutné teoreticky popsat a extrahovat nejčastější typy rušení, které se vyskytují v EKG signálu. K tomu sloužila databáze CSE, ze které byly vybrány signály zarušené síťovým brumem, driftem a elektromyografickým rušením. Dále byly z vybraných signálů exportovány vždy konkrétní typy rušení. Signál prošel filtrací, která odstranila pouze jedno dané rušení a následným odečtením filtrovaného signálu od původního, byl získán časový průběh rušení. Takto získaný signál byl podroben analýze pro ověření teoretických vlastností rušení.

K samotné realizaci generátoru bylo využito programovacího prostředí Matlab. Pro každý typ rušení byla vytvořena samostatná funkce, do které vstupují parametry rušení a výstupem je konkrétní rušení s vypočteným poměrem signál/šum. U každého rušení je možnost volby automatického nebo manuálního nastavení parametrů. Automatické nastavení slouží pro rychlé vygenerování zarušeného EKG s empiricky stanovenými parametry rušení. V druhém případě uživatel nastavuje všechny parametry ručně. Všechny vybrané rušení se následně přičtou ke vstupnímu signálu a vytvoří tak zarušené EKG.

Celý program je opatřen uživatelským rozhraním vytvořeným pomocí MatlabGUI. Rozhraní umožňuje celkovou manipulaci s programem. Načítat uložený signál ze souboru nebo přímo z databáze CSE. Podmínkou správné funkce je, vložení signálu, který neobsahuje další aditivní artefakty zejména drift. Pro upevnění této podmínky je k programu přikládána funkce *eliminátor*, která slouží k odstranění driftu ze signálu EKG. Dále si uživatel volí konkrétní typ rušení, který chce realizovat a jeho parametry. Výstupem celého programu je zobrazený časový průběh vstupního i zarušeného EKG a vypočtený poměr signál/šum. V případě potřeby je možné vykreslit frekvenční spektrum vstupního i zarušeného EKG, časový průběh rušení, nebo frekvenční spektrum samotného rušení. Vygenerovaný signál lze uložit pod proměnou *y* do souboru *\*.mat*.

V poslední kapitole 5 jsou generované artefakty porovnány z časového i frekvenčního hlediska s artefakty, které reálně vznikají při snímání EKG. Síťový brum se podařilo vytvořit v téměř totožné formě, jako se vyskytuje v reálném EKG, rozdílem jsou přechodové jevy způsobené odstraněním driftu ze vstupního EKG signálu. U driftu se podařilo realizovat lineární, sinusový i náhodný průběh. Tyto tři typy zaujímají nejčastěji se vyskytující typy driftu, ale v reálném EKG mohou vznikat i další jako například skokové změny, nebo celkový posun izoliny vlivem stejnosměrného napětí. Myopotenciálové rušení je obtížné uměle realizovat zejména kvůli jeho nestacionárnímu a stochastickému charakteru. V programu se podařilo vytvořit stacionární i nestacionární průběh EMG. Podstatou nestacionárních EMG jsou změny parametrů pro každý úsek EKG. V reálném EKG se tato změna děje více plynule

a stejně jako změna parametrů tak délka zarušeného úseku je závislá na dané svalové činnosti. Posledním typem bylo impulsní rušení, které je realizováno jako několik skokových impulsů v náhodných místech signálu. Jejich výskyt není jakkoliv provázán, což v reálném EKG není tak časté. V případě výskytu jednoho impulsu zpravidla následuje s určitou pravděpodobností impuls další. Podstatou impulsního rušení jsou zejména výrazné vysokofrekvenční složky až na hranici vzorkovací frekvence, čehož bylo docíleno.

Uměle generované rušení dosahuje vlastností velice blízkých jako rušení reálné. Zejména nestochastické parametry rušení se podařilo vytvořit téměř totožné. Většina rušení má ale charakter náhodný, co se týče výskytu, intenzity a často i frekvenčního rozsahu. Tyto stochastické vlastnosti je obtížné přesně simulovat a při umělém generování rušení se jim můžeme pouze maximálně přiblížit pomocí generátorů náhodných čísel.

# LITERATURA

- [1] WILHELM, Z. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010, 117 s. ISBN 978-80-210-5283-3.
- [2] ROKYTA, R. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.
- [3] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů* [online]. [cit. 2013-13-11]. Dostupné z: <<http://www.vutbr.cz>>
- [4] ŠIMURDA, J. *Bioelektrické jevy* [online]. [cit. 2013-13-11]. Dostupné z: <<http://www.vutbr.cz>>
- [5] SÖRNMO, L. a P. LAGUNA.: *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. 4. vyd. Boston: Elsevier Academic Press, c2005, xiii, 668 p. ISBN 01-243-7552-9.
- [6] ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [7] AKAY, M. *Wiley encyclopedia of biomedical engineering*. Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience, c2006, 6 v. ISBN 978-047-1740-421
- [8] FARINA, D. a R. MERLETTI. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions*. s. 10. DOI: 337–349. Dostupné z: [www.elsevier.com/locate/jelekin](http://www.elsevier.com/locate/jelekin)
- [9] KOLÁŘ, V. *Elektromagnetická kompatibilita*. [online]. [cit. 23-11-2013]. Dostupné z: <[http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/FEI/EMC/sylaby/12\\_Impulzni\\_ruseni.pdf](http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/FEI/EMC/sylaby/12_Impulzni_ruseni.pdf)>
- [10] SMITAL, L. *Vlnková filtrace elektrokardiogramů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 99 s.

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

A	konstanta zesílení
AV uzel	atrioventrikulární uzel
CSE	standardní databáze signálů EKG (z angl. Common Standards for quantitative Electrocardiography)
dB	decibel, jednotka poměru dvou hodnot (signál/šum)
EKG	elektrokardiogram
EMG	elektromyogram
$f_D, f_H$	parametry tvarovacího filtru pro EMG
$f_{mez}$	mezní frekvence filtru pro náhodný drift
$f_{vz}$	vzorkovací frekvence
HRW	variabilita srdečního rytmu
Hz	hertz, jednotky frekvence
k	směrnice přímky
n	označení diskrétního času
QRS	nejvýraznější komplex v EKG
s	sekunda, jednotka času
SA uzel	sinoatriální uzel
SNR	poměr signálu a šumu
T	perioda
$t(n)$	vzorky časové osy pro vytvoření driftu
U	elektrické napětí
uV	mikrovolt
V	volt, jednotka elektrického napětí
$w(n)$	vzorky rušení
$x(n)$	vzorky vstupního EKG
$y(n)$	vzorky zarušeného EKG
$\varphi$	fázový posun sinusového signálu